Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik
der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. J. Setz)

Sektion Zahnärztliche Propädeutik
(kommissarischer Leiter: Univ.-Prof. Dr. J. Setz)

Klinische Studie zur Abzugskraft von Silikon- und Polyetherabformungen

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Jörn Fischer
geboren am 23.12.1980 in Markranstädt

Betreuer:
Univ.-Prof. Dr. K.-E. Dette

Gutachter:
1. Univ.-Prof. Dr. K.-E. Dette
2. apl. Prof. Dr. med. dent. C. R. Gernhardt
3. Prof. Dr. rer. nat. J. Geis-Gerstorfer

Datum der Eröffnung: 10.02.2015
Datum der Verteidigung: 14.10.2015

Referat

Zur Anfertigung von passgenauem Zahnersatz werden Modelle von Zähnen und Kieferanteilen benötigt. Diese Modelle werden aus einer Negativform gewonnen, welche aus einem elastischen Abformmaterial besteht. Die Anforderungen an diese Materialien werden in der DIN 4823 beschrieben. Zahlreiche Studien belegen, dass moderne Abformmaterialien diese Anforderungen erfüllen, sofern diese gemäß Herstellerangaben verarbeitet werden. Da die Abformung für Zahnarzt und Patient eine Stresssituation darstellt, erhöhen einfach zu handhabende Abformmaterialien die Erfolgswahrscheinlichkeit. Hierzu zählt auch die leichte Entnehmbarkeit aus dem Patientenmund. Schwer entnehmbare Abformungen führen zu hohen Abzugskräften und damit verbundenen Komplikationen. Die spätere Entformung der Gipsmodelle sollte ebenfalls einfach möglich sein, um Frakturen und eine damit einhergehende Qualitätsminderung des im Anschluss herzustellenden Zahnersatzes zu vermeiden. Zu den Ursachen für die schwere Entnehm- und Entformbarkeit zählt auch die hohe Endhärte der Abformmaterialien. Hersteller von Abformmaterialien bieten deshalb Produkte mit erniedrigter Endhärte an. Bisherige Untersuchungen zum Zusammenhang zwischen Abzugskraft und Endhärte fanden unter standardisierten Bedingungen ausschließlich in vitro statt.

Deshalb sollte dieser Sachverhalt in der vorliegenden In-vivo-Studie untersucht werden. Hierfür wurden sieben Materialkombinationen aus verschiedenen Materialklassen getestet. Die Abzugskräfte bei Entnahme und Entformung wurden mithilfe einer für diese Untersuchung entwickelten Prüfvorrichtung gemessen. Die Endhärte nach Shore wurde mithilfe eines handelsüblichen Messgerätes ermittelt.

Für den Polyether Impregum™ Penta™ Soft in Kombination mit Permadyne™ Garant™ (Fa. 3M Espe, Seefeld, Deutschland) wurden die höchsten Abzugskräfte bei Entnahme und Entformung, bei gleichzeitig niedrigster Endhärte ermittelt. Der neuartige Vinylsiloxanether® Identium® Heavy in Kombination mit Identium® Light (Fa. Kettenbach, Eschenburg, Deutschland) reiht sich bezüglich Abzugskraft und Endhärte zwischen den Vinylpolysiloxanen ein. Die höchste Endhärte erreichte das Vinylpolysiloxan Flexitime® Dynamix Putty in Kombination mit Flexitime® Correct Flow (Fa. Heraeus, Hanau, Deutschland). Die Abformmaterialien unterscheiden sich bezüglich ihrer Abzugskraft und Endhärte signifikant.

Zwischen der gemessenen Abzugskraft und der Endhärte konnte in dieser Untersuchung keine Korrelation gefunden werden.

Fischer, Jörn: Klinische Studie zur Abzugskraft von Silikon- und Polyetherabformungen, Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 53 Seiten, 2015

Inhaltsverzeichnis

		Seite
1	Einleitung	1
1.1	Abformmaterialien in der Zahnmedizin	2
1.2	Werkstoffkunde der Elastomere	4
1.2.1	Zusammensetzung und Polymerisationsreaktion	4
1.2.2	Polyether	4
1.2.3	Additionsvernetzende Silikone	5
1.2.4	Vinylsiloxanether®	6
1.2.5	Werkstoffmechanik	7
1.3	Abformverfahren	8
1.4	Abzugskraft	9
1.4.1	Bedeutung der Kenntnis über die Größe der Abzugskraft	12
2	Zielstellung	15
3	Material und Methodik	16
3.1	Untersuchte Abformmaterialien	16
3.2	Ermittlung der intraoralen Abzugskraft	18
3.2.1	Versuchsaufbau	18
3.2.2	Proband	18
3.2.3	Abformträger	18
3.2.4	Abformtechnik	20
3.2.5	Messstativ	20
3.2.6	Materialprüfmaschine	21
3.2.7	Vorversuche	22
3.2.8	Hauptversuch	22
3.3	Ermittlung der Abzugskraft bei Entformung des Gipsmodells	22
3.3.1	Vorbehandlung der Abformungen	22
3.3.2	Modellherstellung	22
3.3.3	Versuchsablauf	23
3.4	Härteprüfung nach Shore A	24
3.4.1	Versuchsaufbau	24
3.4.2	Herstellung der Probekörper	24
3.4.3	Versuchsablauf	25
3.4.4	Vorversuche	26
3.4.5	Hauptversuche	26
3.5	Auswertung der Messergebnisse	26

4	Ergebnisse	27
4.1	Ergebnisse der Zugversuche	27
4.2	Ergebnisse der Shore-A-Härteprüfung	29
4.3	Zusammenhang zwischen Abzugskraft und Endhärte	31
5	Diskussion	33
5.1	Diskussion der Versuchsmethodik	33
5.1.1	Entnahme der Abformung	33
5.1.2	Entformung des Gipsmodells	35
5.1.3	Bestimmung der Shore-A-Härte	36
5.2	Diskussion der Ergebnisse	37
6	Zusammenfassung	42
7	Literaturverzeichnis	45
8	Thesen	53

Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

A-Silikon	additionsvernetzendes Silikon
DIN	Deutsches Institut für Normung
E-Modul	Elastizitätsmodul
EN	Europäische Norm
et al.	et alii
g	Gramm
°C	Grad Celsius
h	Stunde
ISO	International Organization for Standardization
kN	Kilonewton
K-Silikon	kondensationsvernetzendes Silikon
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mm/min	Millimeter pro Minute
N	Newton
p	Wahrscheinlichkeit
PMMA	Polymethylmethacrylat
®	Registered Trademark
s	Sekunde
SA	Shore-A
t	Zeit
T	Temperatur
™	Unregistered Trademark
UV	ultraviolet
VPS	Vinylpolysiloxan

1 Einleitung

Die Abformung von Kieferanteilen ist ein nach wie vor unverzichtbares Mittel, um Informationen aus dem Munde des Patienten auf ein Modell zu übertragen, damit der Zahntechniker im Anschluss einen passgenauen Zahnersatz fertigen kann (Wöstmann, 2005; Stober et al., 2010). Hierbei wird ein zunächst zähflüssiges Material auf einem sogenannten Abformträger in den Mund verbracht und dort über die abzuformenden Stellen gedrückt. Im Mund kommt es meist durch eine chemische Reaktion zur Verfestigung des Abformmaterials. Der so gewonnene Abdruck wird aus dem Patientenmund entnommen und anschließend mit einem Modellmaterial, zumeist Gips, ausgegossen. Nachdem dieser ausgehärtet ist, wird das Gipsmodell entformt. Für Präzisionsabformungen kommen in der zahnärztlichen Praxis vor allem A-Silikone und Polyether zum Einsatz. Diese gehören zu den gummielastischen Abformmaterialien – auch Elastomere genannt. Diese Materialien lassen sich im verfestigten Zustand, anders als zum Beispiel Gips, reversibel verformen. Diese Eigenschaft ermöglicht die Entnahme des Abdrucks in toto, weil das Abformmaterial in der Lage ist, über Unterschnitte hinwegzufedern.

Die Abformung stellt für den Patienten eine Stresssituation dar. Zu dem häufig beobachteten Würgereiz gesellen sich aufgrund langer Mundöffnungszeiten meist Missempfindungen in Kiefergelenk, Bändern und Muskeln. Die Entnahme verursacht häufig zusätzlich Schmerzen im Zahnhalteapparat. Zudem besteht das Risiko der Fraktur grazil präparierter Zahnstümpfe (Galindo und Hagan, 1999). Schwer entfernbare Abformungen verstärken diese Symptome durch eine verlängerte Manipulationsdauer und erhöhten Kraftaufwand. In seltenen Fällen lässt sich eine Abformung gar nicht entnehmen. Dann muss der Abformträger intraoral zertrennt und die Abformung in Teilen entfernt werden. Diese wird dadurch unbrauchbar, was eine Wiederholung der unangenehmen Prozedur nach sich zieht. Sie ist mit zusätzlichem Zeitaufwand und Kosten verbunden. Bei der Entformung des Gipsmodells können hohe Abzugskräfte zu Frakturen graziler Strukturen führen (Finger und Komatsu, 1985; Moon und Holmes, 1997; Chai et al., 1998; Galindo und Hagan, 1999; Viohl, 2000; Nave, 2000; Renziehausen, 2009). Diese haben unweigerlich eine Qualitätsminderung des im Anschluss herzustellenden Zahnersatzes zur Folge oder lassen das gewonnene Modell gänzlich unbrauchbar werden.

Erfahrungen aus der täglichen Praxis zeigen, dass zwischen verschiedenen Abformmaterialien Unterschiede in der aufzuwendenden Kraft bei Entnahme der Abformungen bzw. bei der Entformung der Gipsmodelle bestehen. Das wird in der

einschlägigen Literatur mit den mechanischen Eigenschaften der Abformmaterialien begründet. Dazu zählen Verformung unter Druck und Steifigkeit. Diese korrelieren mit der Endhärte des Abformmaterials. Deshalb werden von den Herstellern dentaler Abformmaterialien Produkte mit niedrigerer Endhärte angeboten, welche die Entnahme aus dem Patientenmund erleichtern und Modellfrakturen vermeiden sollen. Untersuchungen zu Abzugskräften fanden unter standardisierten Bedingungen bisher ausschließlich in vitro statt. In der vorliegenden Studie soll dieser Sachverhalt deshalb näher untersucht werden.

1.1 Abformmaterialien in der Zahnmedizin

Phillip Pfaff beschrieb in seinem 1756 erschienenen Buch „Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers und deren Krankheiten.“ als erster die Abformung von Kieferpartien mit anschließender Herstellung eines Modells aus Gips (Pfaff, 1756): „Wenn man einem Patienten, welcher den völligen Verlust aller seiner Zähne der obern und untern Kinbacke überlebet hat, diese Zahnmaschine beybringen will: so hat man zuförderst das genaueste Maaß zu nehmen, darnach dieselbe verfertiget wird. Man bedienet sich dazu des rothen- oder weißen Siegelwachses, welches vorhero im heissen Wasser weich gemacht worden, damit man alle Erhabenheiten vom Zahnfleisch, im Wachs sehen kan, alsdann wird es in kalt Wasser geleget, daß es hart wird. Darauf machet man aus fein gepülverten Gips, mit Wasser einen Teig, bestreichet vorhero das von Wachs verfertigte Maaß mit Mandelöhl, und gießet mit einem Löffel den zubereiteten Gips über das Wachs, läßet es etwas stehen, bis er hart geworden, so kan man nachhero alle Vertiefungen und Erhabenheiten recht wahrnehmen.“ Auch wenn die im Anschluss verfertigte „Zahnmachine“ noch nicht direkt auf dem Modell hergestellt, sondern nach diesem aus Walrosszähnen geschnitzt wurde, legte Pfaff den Grundstein für das bis heute angewendete Prinzip (Will, 2002). Die Verwendung eines Abformträgers wird 1820 erstmals von Francoise Delabarre beschrieben. Auf diese Weise verbesserte er das Abformergebnis (Verweyen, 1978). Um 1840 begannen mehrere Zahnärzte Gips als Abformmaterial zu verwenden (Rehberg, 1978). Der Fortschritt lag hier in der erhöhten Prägeschärfe gegenüber Wachs. Somit konnten zahnlose Kiefer problemlos abgeformt werden. Die Abformung eines bezahnten Kiefers gestaltete sich aufgrund der Unterschnitte dagegen schwierig. Um einen solchen Abdruck zu entfernen, musste dieser zerbrochen und im Anschluss wieder zusammengefügt werden. Guttapercha, ein Baumsaft ähnlich dem Kautschuk, wurde von Antoine Delabarre um 1850 als Abformmaterial eingesetzt (Verweyen, 1978). Noch heute wird Guttapercha in der Zahnmedizin verwendet, zum Beispiel als Wurzelfüllmaterial. In der zweiten Hälfte des

19. Jahrhunderts wurden die sogenannten thermoplastischen Kompositionsabform-materialien entwickelt. Diese bestehen im Wesentlichen aus Harz, Wachs, Füll- und Farbstoffen. Bekannte Vertreter sind Stents, benannt nach seinem Erfinder Stent 1857, oder „Kerr Perfection Impression Compound“ – auch Kerrmasse genannt – welche erstmals 1897 von der Detroit Dental Manufactoring & Co. (Detroit, Michigan, USA) hergestellt wurde (Verweyen, 1978). Kerrmasse wird auch heute noch zur Individualisierung von Abformträgern verwendet. Das erste Abformmaterial, das im erkalteten Zustand elastische Eigenschaften aufwies, wurde von Alfons Poller in den 1920er Jahren entwickelt. In seinem 1931 veröffentlichten Buch beschreibt er das Hydrokolloid Dentocoll (Poller, 1931). Dentocoll wurde von der Firma De Trey (Konstanz, Deutschland) vertrieben. Ab 1938 war das deutsche Pendant Dentoforma verfügbar (Strübig, 1989). Der große Vorteil, dass aufgrund der Elastizität der Materialien auch untersichgehende Bereiche abgeformt werden konnten, und die gute Wiedergabegenauigkeit führten zu einer wesentlich höheren Präzision der nachfolgend angefertigten Modelle. Als nachteilig wurde jedoch die komplizierte Temperaturführung der thermoplastischen Abformmaterialien empfunden (Verweyen, 1978). Grundstoff der reversiblen Hydrocolloide war Agar-Agar, ein Polysaccharid aus Meerestang (Viohl, 2000). Eine einfachere Handhabung boten die in den 1930er Jahren entwickelten Alginate (Verweyen, 1978). Diese irreversiblen Hydrokolloide haben als entscheidenden Grundstoff die Alginsäure, die aus Meeresalgen gewonnen wird (Viohl, 2000). Alginate finden nach wie vor Verwendung. Die ersten Abformmaterialien, die Gummielastizität aufwiesen, waren die ab 1955 verfügbaren Polysulfide und kondensationsvernetzende Silikone (Verweyen, 1978). Sie waren, wenn auch nur über einen kurzen Zeitraum, dimensionsstabil, im Gegensatz zu Alginaten und Hydrokolloiden, die leicht austrocknen bzw. quellen können. Die Firma Espe (Seefeld, Deutschland) führte 1964 den Polyether Impregum™ ein. Ab 1976 waren dann additionsvernetzende Silikone verfügbar (Rehberg, 1978). Der kondensationsvernetzende Polyether P2® wurde 2003 von der Firma Heareus (Hanau, Deutschland) auf den Markt gebracht (Powers, 2009). Die letzte Innovation auf dem Gebiet der elastomeren Abformmaterialien wurde 2009 von der Firma Kettenbach (Eschenburg, Deutschland) vorgestellt. Hierbei handelt es sich um ein Vinylsiloxanether® (Enkling, 2009).

1.2 Werkstoffkunde der Elastomere

1.2.1 Zusammensetzung und Polymerisationsreaktion

Elastomere Abformmaterialien werden meist in Pastenform geliefert. Dabei handelt es sich um eine Basispaste und eine Katalysatorpaste. Je nach Lieferform, entweder in wiederverschließbaren Behältern oder in Kartuschen, werden die beiden Komponenten per Hand oder maschinell angemischt. Die maschinelle Verarbeitung bietet den Vorteil einer einfacheren Verarbeitung und genaueren Dosierung. Sobald Basis- und Katalysatorpaste miteinander vermischt werden, beginnt eine chemische Reaktion, die zur Verfestigung der zunächst plastischen Abformmasse führt. Dieser Vernetzungsmechanismus wird auch Polymerisation genannt. Alle elastomeren Abformmaterialien besitzen nach der Polymerisation ein dreidimensionales Netzwerk aus verknäulten Makromolekülen. Der Vernetzungsgrad – also die Anzahl der Verknüpfungspunkte innerhalb eines bestimmten Raumes – beeinflusst die gummielastischen Eigenschaften des Endproduktes. Mit dem Vernetzungsgrad steigt die Festigkeit des Abformmaterials (Marxkors und Meiners, 2005). Zwischen den vernetzten Makromolekülen befinden sich anorganische Füllstoffe. Mit steigendem Füllstoffanteil wird das Abformmaterial im unvernetzten Zustand zunehmend visköser. Im abgebundenen Zustand bewirkt ein höherer Füllstoffanteil eine höhere Härte und Steifigkeit (Meiners, 1978; Finger, 1988). Je höher der Füllstoffanteil, desto geringer ist die Polymerisationsschrumpfung (Idris et al., 1995). Zusammen mit Weichmachern wird die gewünschte Konsistenz (Typ 0, knetbar bis Typ 3, dünnfließend) erzielt (Viohl, 2000).

Zur Gruppe der elastomeren Abformmaterialien gehören Polysulfide, Polyether, kondensations- und additionsvernetzende Silikone sowie Vinylsiloxanether®. Polysulfide sind nach der Verfestigung nicht dimensionsstabil und enthalten als Katalysator Bleidioxid. Kondensationsvernetzende Silikone sind ebenfalls nicht ausreichend dimensionsstabil (Marxkors und Meiners, 2005). Beide Materialien werden deshalb nicht mehr für Präzisionsabformungen eingesetzt. Aus diesem Grund wurden Polysulfide und kondensationsvernetzende Silikone in dieser Studie nicht untersucht.

1.2.2 Polyether

Polyether können durch Polyaddition oder Polykondensation vernetzen. Das Ausgangscopolymer des Polyethers besteht aus Ethylendioxid und Tetrahydrofuran. Bei der ringöffnenden Polymerisation kommt es in einer Startreaktion mittels Säure zur Öffnung des endständigen Ethyleniminrings am Ausgangscopolymer. Der aufgespaltene Ring kann einen weiteren Ethyleniminring öffnen und sich schließlich an diesen binden. Bei dieser kationischen Polyaddition entstehen keine Nebenprodukte.

Bei der kondensationsvernetzenden Polymerisation erfolgt die Vernetzung durch Umwandlung der Alkoxysilan-Endgruppen des Ausgangspolymers mittels Säure und Wasser unter Freisetzung von Ethanol (Powers, 2009). Geschmack und Geruch des Polyether werden von Patienten häufig als unangenehm empfunden (Shen, 2003; Renziehausen, 2009; Enkling, 2009). Die erschwerte Entnehmbarkeit der Abformung aus dem Patientenmund wird von verschiedenen Autoren auf die Klebrigkeit bzw. Haftung (Leuffen, 1970; Rehberg, 1978) und besondere Steifigkeit (McCabe und Storer, 1980; Viohl, 2000; Shillingburg, 2012) des Materials zurückgeführt. Durch die Herabsetzung der Endhärte von Polyethermaterialien seitens der Hersteller wird versucht, die Entnahme aus dem Patientenmund und die Entformung des Gipsmodells zu erleichtern (Dunne und Zech, 2000; Powers, 2012). Bei der Überabformung über Primärteile erweist sich die Klebrigkeit der Polyether jedoch als vorteilhaft (Wöstmann, 2005). Einige Autoren sehen das präzise Anfließverhalten aufgrund der materialimmanenten Hydrophilie als Grund für die initial starke Haftung bei der Entnahme von Polyetherabformungen (Nave, 2000; Reusch und Weber, 2002; Powers, 2009). Polyether sind in der Lage, feuchte Oberflächen besser zu benetzen als Vinylpolysiloxane. Polyether benetzen feuchte Oberflächen sogar besser als trockene (Johnson et al., 2003).

1.2.3 Additionsvernetzende Silikone

A-Silikone gehören zu den meistverwendeten Abformmaterialien (Wöstmann, 1998; Donovan, 2004; Samet, 2005; Renziehausen, 2009; Rickets, 2011; Shillingburg, 2012; Powers und Wataha, 2012). Das molekulare Rückgrat der A-Silikone bilden Silizium-Sauerstoff-Ketten. Sie tragen unterschiedliche funktionelle Gruppen, welche den Vorpolymeren ihre entsprechenden Namen verleihen. Abbildung 1 zeigt die Reaktion von Vinylsiloxan und Hydrogensiloxan zu Vinylpolysiloxan (VPS) mittels Platinkatalysator (Shen, 2003).

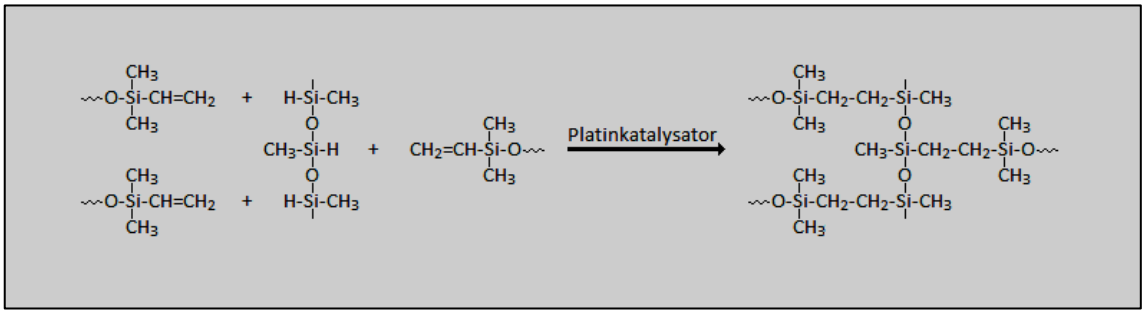

Abb. 1: Polyadditionsreaktion nach Shen C (2003) In: Anusavice KJ Phillip's Science of Dental Materials.

Anders als bei kondensationsvernetzenden Silikonen entstehen bei dieser Reaktion keine Nebenprodukte, was sich in einer geringeren Polymerisationsschrumpfung und einer erhöhten Lagerungsfähigkeit niederschlägt (Meiners, 1978; Schulz und Schwickerath, 1989; Viohl, 2000). A-Silikone zeichnen sich durch besonders gute elastische Eigenschaften aus. Die Rückstellung nach Verformung beträgt zwischen 99,5 % und 99,95 %, sie sind in diesem Punkt dem Impregum™ überlegen. A-Silikone sind hydrophob. Dies erschwert die Benetzung von feuchten Oberflächen und führt zu Wiedergabeungenauigkeiten. Seitens der Hersteller wird durch Zugabe von oberflächenaktiven Tensiden, versucht dieser nachteiligen Eigenschaft entgegenzuwirken (Pratten und Craig, 1989; Shillingburg, 2012). Kontaktwinkelmessungen haben jedoch gezeigt, dass so modifizierte A-Silikone in diesem Punkt dem Polyether trotzdem unterlegen sind (Powers, 2012). Rehberg (1978) konstatiert eine leichtere Entformbarkeit der Gipsmodelle aufgrund der hydrophoben Eigenschaften der A-Silikone. Der Katalysator kann durch Schwefelverbindungen inhibiert werden. Diese sind an der Oberfläche von Latexhandschuhen oder in Adstringentien enthalten. K- und A- Silikone sollten nicht zusammen verwendet werden, weil der Härter der K-Silikone ebenfalls den Katalysator der A-Silikone inhibiert (Wöstmann, 1998; Donovan, 2004).

Tab. 1: Zusammensetzung von A-Silikonen nach Reusch und Weber (2002).

Basispaste	Härterpaste
Hydrogensiloxan Silikonöl Füllstoffe Pigmente Hydrophilisierungmittel Vinylsiloxan	Vinylsiloxan Silikonöl Füllstoffe Pigmente Platinkatalysator (H_2PtCl_6)

1.2.4 Vinylsiloxanether®

2009 führte die Firma Kettenbach unter dem Namen Identium® ein neues Abformmaterial ein. Der Vinylsiloxanether® soll die guten Eigenschaften der beiden vorgenannten Materialgruppen in sich vereinen ohne dabei deren Nachteile zu besitzen. So werden vom Hersteller unter anderem die leichte Entnehmbarkeit der Abformung aus dem Patientenmund und die unproblematische Entformung vom Gipsmodell ausdrücklich beworben (Kettenbach, 2009a). Diese Eigenschaften beruhen auf der chemischen Formulierung des Werkstoffes. So besteht das Polymer (Abb. 2, S. 7) aus Divinylpolyether und Divinylpolydimethylsiloxan, welche an ein Silikonrückgrat

geknüpft sind (Stober et al., 2010). Die Polymerisationsreaktion wird durch einen Platinkatalysator initiiert.

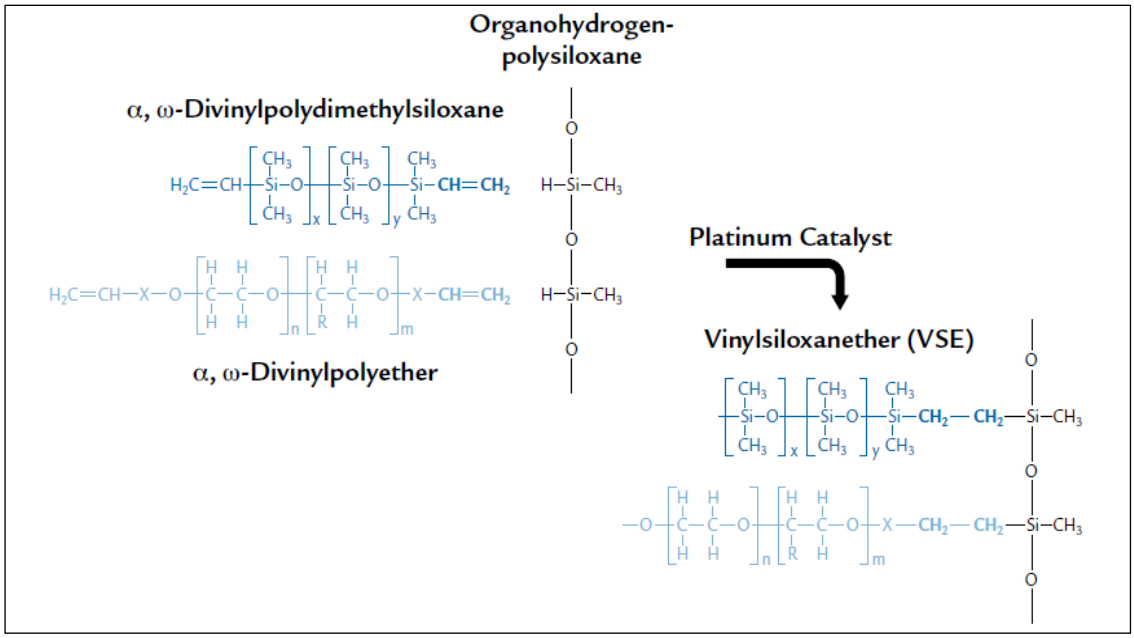

Abb. 2: Bau des Vinylsiloxanether nach Stober et al. (2010).

1.2.5 Werkstoffmechanik

Elastizität ist die Eigenschaft eines Körpers unter Krafteinwirkung seine Form zu verändern und nach Wegfall dieser Kraft wieder in seine ursprüngliche Form zurückzukehren. Der Elastizitätsmodul E gibt Aufschluss darüber, wie groß diese verformende Kraft sein muss. Je höher der Elastizitätsmodul, umso mehr Widerstand setzt ein Material seiner Verformung entgegen. Steifigkeit ist der Widerstand eines Körpers gegen Deformation durch eine äußere Kraft. Sie ist das Produkt aus Elastizitätsmodul und Querschnittsfläche senkrecht zur Belastungsebene.

In der DIN 4823 wird die Prüfung auf Verformung unter Druck beschrieben. Sie soll dazu dienen die Steifigkeit bzw. Nachgiebigkeit von elastomeren Abformmassen zu ermitteln. Ziel dieser Prüfung ist, festzustellen, ob das Abformmaterial im abgebundenen Zustand ohne Schädigung der abgeformten Gewebe aus dem Mund entfernt werden kann. Des Weiteren soll festgestellt werden, wie stark das Material bei geringer Schichtstärke unter dem Druck von Modellmaterialien deformiert wird (DIN EN ISO 4823, 2007). Bei diesem Verfahren wird die Längenänderung eines Probekörpers unter zwei verschieden Lasten ermittelt. Die Höhen der Lasten sind in der DIN 4823 genau festgelegt. Ebenso der Zeitpunkt der Messung, welcher aufgrund des

viskoelastischen Verhaltens genau eingehalten werden sollte. Die Verformung unter Druck wird in Prozent mit Hilfe der Formel $E = 100\left(\frac{L_1 - L_2}{L_0}\right)$ angegeben.

Die Ermittlung der Härte nach Shore ist in der DIN 53505 beschrieben (DIN 53505, 2000). Für den Bereich von 10 bis 90 Shore A wird das entsprechende Härteprüfgerät nach Shore A verwendet. Bei der Shore A-Härteprüfung dringt ein geometrisch genau definierter Körper in die Oberfläche des Probekörpers ein. Hierbei wird eine Feder zusammengedrückt. Die Beziehung zwischen Federkonstante, Längenänderung und Federkraft lautet $D = \frac{F}{\Delta L}$. Auch hier ist der Zeitpunkt der Messung genau einzuhalten. Die Handhabung des Messgerätes ist vergleichsweise einfach.

In den Arbeiten von Gent (1958) sowie Kunz und Studer (2006) wurde gezeigt, dass eine Beziehung zwischen Shore-A-Härte und E-Modul von Elastomeren besteht. Mithilfe einer Anpassungsfunktion ist es möglich, aus Shore-A-Härte-Werten den E-Modul zu errechnen. Dies gilt für einen Bereich von 30 bis 90 Shore-A. Untersuchungen an dentalen Abformmaterialien bestätigen den Zusammenhang zwischen Shore-Härte und E-Modul (Meththananda et al., 2009) bzw. Steifigkeit, Shore-Härte und Verformung unter Druck (Finger und Komatsu, 1985). Wie in der DIN 53505 beschrieben, müssen Probekörper eine Mindeststärke von 6 mm aufweisen. Diese wird in der Praxis jedoch häufig unterschritten. Eine Untersuchung von Siddiqui et al. (2010) hat gezeigt, dass die Shore-Härte von Probekörpern, welche weniger als 6 mm dick sind, nicht mehr zuverlässig bestimmt werden kann. Zudem nimmt die Shore-Härte mit abnehmender Probekörperstärke exponentiell zu. Dies liegt darin begründet, dass der Verformungswiderstand mit dem Grad der Verformung zunimmt (Leuffen, 1970; Hornbogen, 2006). Hersteller von Abformmaterialien geben zur Beschreibung der elastischen Eigenschaften Shore-A-Härte-Werte an. Es werden Produkte mit erniedrigter Shore-Härte beworben, die eine erleichterte Entnahme der Abformung ermöglichen sollen. Dunne und Zech (2000) wiesen in ihrer In-vitro-Studie zu Abzugskräften bei Polyether mit unterschiedlichen Shore-A-Härtegraden signifikant geringere Abzugskräfte für Materialien mit niedriger Shore-Härte nach.

1.3 Abformverfahren

Bei den Abformverfahren werden einphasige (Monophasenabformung) von zweiphasigen Verfahren unterschieden, wobei zweiphasige Verfahren weiter in einzeitig (Doppelmischabformung und Sandwich-Abformung) und zweizeitig (Korrekturabformung) unterteilt werden.

Im Laufe der Zeit haben sich bei zweiphasigen Verfahren zur Stumpfabformung die Korrekturtechnik und die Doppelmischtechnik etabliert (Lehmann und Burgdorf, 1978).

Die zeit- und materialsparende Doppelmischtechnik wird etwas häufiger angewendet (Hung, 1992; Samet, 2005). Hinsichtlich der Abformgenauigkeit unterscheiden sich beide Techniken kaum (Johnson und Craig, 1986; Hung, 1992; Idris et al., 1995; Wöstmann et al., 2008). Bei der Abformung tief subgingival gelegener Präparationsgrenzen ist die Doppelmischabformung aufgrund des niedrigeren Stempeldrucks der Korrekturabformung unterlegen. Bei zweizeitigen Verfahren wird zunächst eine Vorabformung mit Materialien fester Konsistenz vorgenommen. Im Anschluss wird ein dünnfließendes Material aufgebracht und die Vorabformung zurück in den Mund gesetzt. Hierbei wird ein hoher Druck erzeugt, welcher das Ausfließen dünner Bereiche ermöglicht. Für den Erfolg der Abformung ist ein zuverlässiger Verbund von Vorabform- und Korrekturmaterial von Bedeutung, um den bei der Entnahme entstehenden Abzugskräften zu widerstehen (Sandrik und Vacco, 1983; Pfeiffer et al., 1991). Als Nachteil der Korrekturabformung ist zu nennen, dass die abgeformten Stümpfe aufgrund des hohen Stempeldruckes und der Flexibilität des Vorabformmaterials stets zu klein wiedergegeben werden (Wöstmann, 2009b).
Die Monophasenabformung wird vor allem bei der Herstellung von kombiniert festsitzend-abnehmbarem Zahnersatz und der Implantatabformung angewendet.

1.4 Abzugskraft

Die Abzugskraft ist die Kraft, die aufgebracht werden muss, um eine Abformung aus dem Patientenmund zu entnehmen. Die hierfür relevanten Einflussfaktoren sind in Abbildung 3 zusammenfassend dargestellt.

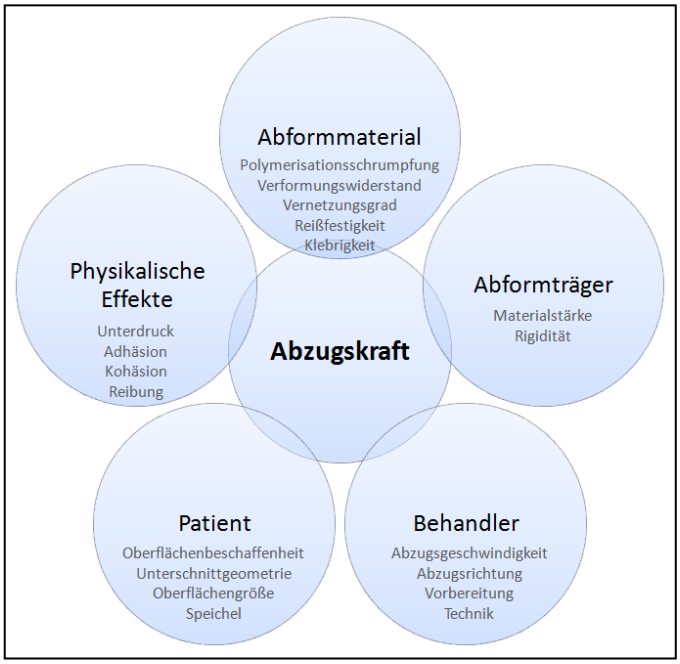

Abb. 3: Einflussfaktoren der Abzugskraft – Synopsis.

Anatomisch bedingt existieren im menschlichen Gebiss sogenannte Unterschnitte. Als Unterschnitt bezeichnet man Flächen, die bei der Betrachtung aus einem bestimmten Winkel nicht einsehbar sind. Das verfestigte Abformmaterial ist in den Unterschnitten gewissermaßen verhakt und erschwert deshalb das Abziehen. Elastomere sind in der Lage, über diese Hindernisse hinweg zu federn. Dabei werden im Abformmaterial Druck-, Zug- und Scherbelastungen hervorgerufen (Vieira, 1960; Collard et al., 1973; Schwickerath, 1975; Viohl und Nolte, 1983). Wie groß der Widerstand gegen diese Verformungen ist, hängt von den elastischen Eigenschaften des Abformmaterials ab (Viohl, 2000). Der Verformungswiderstand ist direkt proportional zum Füllstoffgehalt und gibt nach Meiners (1978) Hinweise auf die beim Abzug aufzubringende Kraft.

Vieira (1960) beschreibt am Modell der geneigten Ebene die Abhängigkeit des Unterschnitts zur Abzugskraft. Es wird gezeigt, dass mit zunehmender Größe des Unterschnitts die Verformung des Abformmaterials und die Reibung zunehmen. Speichel als Schmierfilm vermindert die Reibung. Diese Überlegungen wurden in Abzugsversuchen von Kiefermodellen durch Leuffen (1970) untersucht. Die Ergebnisse dieser Arbeit bestätigen eine Abhängigkeit von der Anzahl der Unterschnitte, hier variiert durch unterschiedliche Bezahnung und der Wirkung von Speichel als Gleitmittel.

Um die bleibende Verformung bei zu starker Kompression zu minimieren, wird in der einschlägigen Literatur empfohlen, zwischen der Wand des Abformträgers und dem abzuformendem Gewebe eine Materialstärke einzuhalten, welche mindestens dem doppelten Betrag der Unterschnitttiefe entspricht (Wöstmann, 2009a). Untersuchungen haben außerdem gezeigt, dass die Abzugskraft mit abnehmender Materialstärke steigt (Leuffen, 1970; Collard et al.,1973).

Die Verwendung starrer Abformträger wird aus Gründen der Abformgenauigkeit empfohlen (Wöstmann, 2009a). Flexible Abformträger bieten jedoch den Vorteil, dass das Abformmaterial bei der Entnahme weniger deformiert wird. Dies hat eine Verminderung der Abzugskraft zur Folge (Leuffen, 1970; Collard et al., 1973; Sotiriou und Hobkirk, 1995). In der einzigen bisher durchgeführten In-vivo-Studie ermittelten Sotiriou und Hobkirk (1995) Abzugskräfte bei Abformungen mit Silikonen und Alginat. Hierbei wurden komplette Oberkiefer von 10 vollbezahnten Patienten mit Metall- und Kunststoffabformträgern abgeformt. Diese waren mit Dehnungsmesssensoren ausgestattet und wurden vom Behandler ohne vorheriges Anlösen entnommen. Die Untersucher ermittelten niedrigere Abzugskräfte bei Abformungen mit Kunststoffabformträgern gegenüber Abformungen mit Metallabformträgern. Außerdem wurden bei Alginat niedrigere Abzugskräfte gemessen als bei Silikonen. Aufgrund der

geringen Anzahl an Versuchspersonen und der Versuchsdurchführung ohne Wiederholung, konnten die gewonnenen Ergebnisse statistisch nicht gesichert werden.
Weil die bleibende Deformation mit der Dauer der Verformung zunimmt, sollte die Entnahme so schnell wie möglich erfolgen (Marxkors, 1978). Eine höhere Abzugsgeschwindigkeit geht jedoch mit Erhöhung der Abzugskraft einher (Leuffen, 1970; Herrmann, 1971).
Da der Raum zwischen abzuformendem Gewebe und Abformmaterial nahezu luftleer ist und lediglich von einem dünnen Film inkompressibler Flüssigkeit ausgefüllt wird, wirkt der atmosphärische Luftdruck der Entformung entgegen. Erst wenn Luft zwischen den Abdruck und die abgeformte Kieferpartie gelangt, kann überhaupt eine Entnahme erfolgen. Es wird daher empfohlen, dies durch hebelnde Bewegungen zu realisieren (Vieira, 1960; Dixon et al., 1994). Pamenius und Ohlson (1987) haben Kraft-Weg-Diagramme von Abzugsvorgängen aufgezeichnet und deren einzelne Komponenten in einem mathematischen Modell analysiert. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass der größte Anteil der zu verrichtenden Arbeit mit 50 % vom materialimmanenten Verformungswiderstand abhängt, gefolgt von der Reibung mit 25 %. Adhäsionskraft (20 %) und Unterdruck (3 %) spielen bei der zu verrichtenden Arbeit eine eher untergeordnete Rolle, verursachen jedoch zu Beginn des Abzuges eine außerordentliche Kraftspitze. Klinisch stellen Adhäsion und Unterdruck den am schwersten zu überwindenden Teil bei der Entnahme dar.
Zu den Kräften, die bei der Entnahme der Abformung auftreten, gehört neben Unterdruck sowie Druck- und Zugbeanspruchungen im Abformmaterial auch die Haftung des Abformmaterials an den Mundgeweben (Schwickerath, 1978). Die Begriffe Haftung, Klebrigkeit und Adhäsion können synonym verwendet werden. Adhäsion beruht auf molekularen Wechselwirkungen in den Grenzflächenschichten zweier Körper. Der genaue Mechanismus ist nicht aufgeklärt, weshalb verschiedene Adhäsionstheorien existieren. Die Polarisationstheorie ließe sich auf polare Abformmassen anwenden. Diese haften demnach an den polaren Oberflächen der Mundgewebe und benetzen feuchte Oberflächen im Sinne der Hydrophilie. Eine Untersuchung von Millstein et al. (1995) hat gezeigt, dass Polyether stärker an Oberflächen von Restaurationsmaterialien haften als Vinylpolysiloxane. Diese haften an allen Materialien etwa gleich stark. Polyether haften an Kunststoffoberflächen stärker als an Metalloberflächen. Dies begründen die Autoren mit der bei Polyethern im Gegensatz zu VPS vermehrten Ausbildung von Wasserstoffbrückenbindungen beim Kontakt mit dem Kunststoffmaterial.

1.4.1 Bedeutung der Kenntnis über die Größe der Abzugskraft

Die Abformung stellt die Voraussetzung zur Anfertigung von Kiefermodellen dar. Diese werden vor allem für die Herstellung von Zahnersatz im indirekten Verfahren benötigt. Die Abbildung 4 stellt den Ablauf der Abformung und Modellherstellung schematisch dar. Im Folgenden soll dieser grob erläutert werden. Auf Punkte, bei denen die Kenntnisse zur Abzugskraft von Bedeutung sind, wird dabei näher eingegangen.

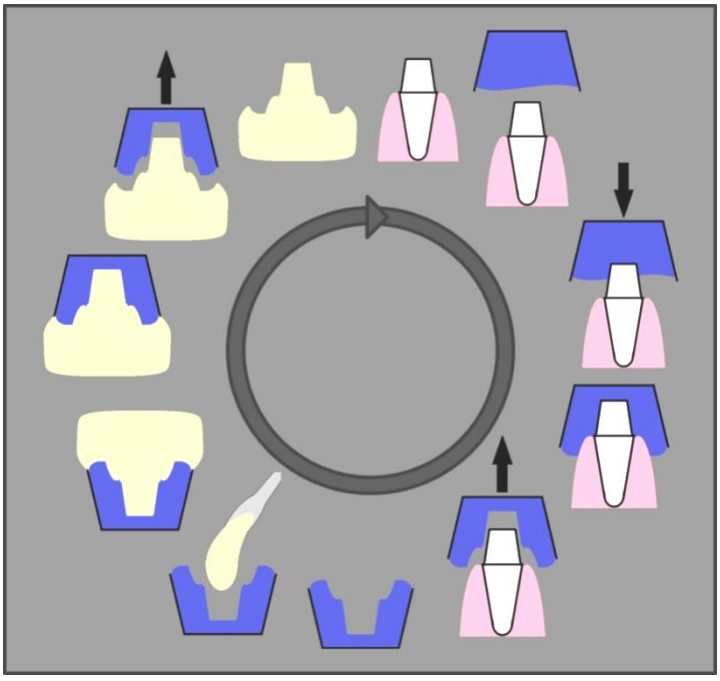

Abb. 4: Ablauf der Abformung und Modellherstellung.

Vor der Abformung muss der Behandler entscheiden, welches Abformmaterial zur Abformung benutzt werden soll. In die Entscheidungsfindung sind mehrere Faktoren einzubeziehen. Hierzu zählen die Anforderungen an das im Anschluss herzustellende Modell bezüglich Genauigkeit und Ausdehnung unter Berücksichtigung zahntechnischer Belange. Der Behandler muss entscheiden, welches Abformmaterial diese Anforderungen erfüllt, mit welchem Abformträger sich dies realisieren lässt und welches Abformverfahren hierfür geeignet ist.

Bei der Wahl des geeigneten Abformmaterials ist außerdem die klinische Situation zu berücksichtigen. Je mehr Unterschnitte vorhanden sind, desto mehr Komplikationen sind bei der Entnahme der Abformung aus dem Patientenmund und der Entformung vom Gipsmodell zu erwarten (Moon und Holmes, 1997). Vor allem bei der Abformung parodontal geschädigter Gebisse wird daher empfohlen, weniger steife Materialien bevorzugt anzuwenden (Donovan, 2004).

Hinsichtlich des Abformträgers ist besonderes Augenmerk auf Stabilität, Verwindungssteifigkeit und Form zu legen (Wöstmann, 1998). Je nach abzuformendem Gebiet kommen entweder konfektionierte oder individuelle Abformträger zum Einsatz. So kann die Verwendung eines konfektionierten Abformträgers aus Metall zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz in den meisten Fällen genügen. Die Verwendung konfektionierter Kunststoffabformträger würde sich vorteilhaft auf die Abzugskraft auswirken, welche bei flexiblen Abformträgern geringer ist (Leuffen, 1970). Flexible Abformträger deformieren sich jedoch bei der Abformung mit zähplastischen Materialien und stellen sich nach Entnahme wieder zurück. Eine verfälschte Wiedergabe der Mundsituation wäre die Folge. Bei der Herstellung von kombiniert festsitzend-herausnehmbarem Zahnersatz müssen neben Zähnen auch Weichgewebe in hoher Präzision miterfasst werden. Das erfordert die Anwendung eines individuell gefertigten Abformträgers (Wöstmann, 1998). Dieser kann aus thermoplastischen Kunststoffen, PMMA oder lichthärtenden Kunststoffen hergestellt werden. Abformträger aus thermoplastischem Kunststoff sollten aufgrund ihrer geringen Verwindungssteifigkeit und Stabilität nicht verwendet werden. PMMA-Abformträger sind auch bei sachgerechter Gestaltung und Verarbeitung nicht für die Abformung mit zähplastischen Materialien geeignet. Lichthärtende Materialien für Abformträger sind solchen aus PMMA überlegen (Welker, 1996). Im Gegensatz zu konfektionierten Abformträgen sind bei der Verwendung individueller Abformträger wesentlich gleichmäßigere, dünnere Schichtstärken des Abformmaterials zu realisieren (Marxkors, 1978). Der Einfluss der Volumenänderungen durch die Abbindekontraktion wird hierbei gering gehalten, was sich in einer erhöhten Präzision widerspiegelt (Schulz und Schwickerath, 1989). Dünnere Schichtstärken erhöhen jedoch die Abzugskraft, da das Abformmaterial bei der Entnahme stärker deformiert werden muss. Nach Meiners (1977) bewegt sich die Volumenänderung durch die Abbindekontraktion im Promille-Bereich, die bleibende Deformation jedoch im Prozent-Bereich. Als Mindestschichtstärke wird daher mindestens der zweifache Betrag des Unterschnittes empfohlen, um die bleibende Deformation gering zu halten. Diesem Sachverhalt muss der Zahntechniker bei der Herstellung von individuellen Abformträgern Rechnung tragen, indem die besagten Stellen ausreichend ausgeblockt werden (Marxkors, 1978; Powers und Wataha, 2012).

Um eine gerichtete Abbindekontraktion zu ermöglichen und das Lösen der Abformung aus dem Abformträger zu vermeiden, muss ein ausreichend stabiler Verbund zwischen Abformträger und Abformmaterial gewährleistet sein (Meiners, 1977; Wöstmann, 1998). Hierfür kommen spezielle Adhäsive zum Einsatz. Zur Formulierung solcher

Adhäsive wäre die Kenntnis über die Größe von Abzugskräften von Vorteil (Herrmann, 1971; Davis et al., 1976; Viohl und Nolte, 1983).

Vor der Abformung müssen im Patientenmund zahlreiche Maßnahmen durchgeführt werden, um ein optimales Abformergebnis zu erhalten. Neben der Trockenlegung und Retraktion der Gingiva an Präparationsgrenzen betrifft dies auch das Ausblocken von Unterschnitten in nicht relevanten Bereichen (Shillingburg, 2012). Hierzu zählen vor allem Interdentalräume und Brückenzwischenglieder. Je weniger Interdentalräume abgeformt werden, umso geringer ist die zu erwartende Abzugskraft (Leuffen, 1970). Dies trägt in großem Maße dazu bei, die Abzugskraft sowohl bei der Entnahme als auch bei der späteren Entformung zu reduzieren.

Reißfestigkeit ist von Bedeutung bei der Abformung von Interdentalräumen. Hierbei umschließt das Abformmaterial diese Bereiche ringförmig und muss bei der Entnahme zerrissen werden. Leicht reißende Abformmaterialien wären hier von Vorteil, um die Abzugskraft und damit verbundene bleibende Deformation gering zu halten (Meiners, 1977). Andererseits sollten Abformmaterialien fest genug sein, sodass die Abformung dünn auslaufender Areale, wie etwa im Sulcus, möglich ist (Chai et al., 1998).

Ist das in den Patientenmund verbrachte Abformmaterial verfestigt, erfolgt die Entnahme. Unmittelbar nach der Entnahme wird die Abformung abgespült, beurteilt und desinfiziert. Die Desinfektion von Abformungen dient der Unterbrechung möglicher Infektionsketten und sollte daher fester Bestandteil des Abformprocederes sein (Setz und Heeg, 1991; Bensel et al., 2010). Die Tauchdesinfektion ist der Sprühdesinfektion vorzuziehen. Der Forderung, dass hierbei im Abformmaterial keine relevanten Dimensionsänderungen auftreten, wird bei der Beachtung der jeweiligen Herstellerangaben entsprochen (Kern et al., 1993; Kotsiomiti et al., 2008).

Zur Modellherstellung werden überwiegend Klasse IV Gipse verwendet. Zwischen Abformung und Modellherstellung sollte mindestens 30 Minuten gewartet werden, damit sich die elastisch deformierten Abformmaterialien weitestgehend zurückstellen können (Wöstmann, 1998). Verschiedene Autoren empfehlen zusätzlich die Wiedererwärmung der Abformung auf Mundtemperatur, um den Effekt der thermischen Kontraktion auszugleichen. Gipse expandieren während der Verfestigung um etwa 0,05 % bis 0,08 % (Wöstmann, 1998; Powers, 2012). Um die geforderte Präzision zu erreichen, sollten die Herstellerangaben zur Verarbeitung streng eingehalten werden. Hierzu zählen vor allem die Einhaltung der Dosierhinweise und die Verarbeitung im Vakuum-Anrühr-Verfahren. Bis zur Entformung sollte zwischen 30 und 60 Minuten abgewartet werden. Die endgültige Dimension und Härte ist erst nach 5-6 Tagen erreicht. Vor der Weiterarbeit auf Gipsmodellen soll daher eine Wartezeit von mindestens 24 Stunden eingehalten werden. Trotzdem kommt es bei der Entformung

der Modelle häufig zu Frakturen (Finger und Komatsu, 1985; Moon und Holmes, 1997; Chai et al., 1998; Galindo und Hagan, 1999; Viohl, 2000; Nave, 2000; Renziehausen, 2009). Um das Risiko von Modellfrakturen gering zu halten, werden verschiedene Maßnahmen empfohlen. Zu den Maßnahmen vor der Modellherstellung gehören das Zurückschneiden der Überschüsse, das Setzen von Dowel-Pins und die Verwendung von Typ IV Gips (Moon und Holmes, 1997). Für eine erleichterte Entformung empfehlen Galindo und Hagan (1999) die 10-minütige Lagerung der ausgegossenen Abformung in einer Seifenlösung.

2 Zielstellung

Zur Herstellung von Modellen, die die Mundsituation präzise wiedergeben, werden Abformmaterialien benötigt, die dimensionstreu und prägescharf sind. Zahlreiche Studien belegen, dass diese Anforderungen von modernen Abformmaterialien erfüllt werden. Hersteller von Abformmaterialien sind daher zunehmend bestrebt, diese vor allem bezüglich ihrer Handhabung zu verbessern. Durch automatische Anmischverfahren konnten Fehler in der Dosierung sowie Einschlüsse von Luftblasen minimiert werden. Durch die Zugabe von Tensiden werden bei A-Silikonen verbesserte hydrophile Eigenschaften realisiert. Die Herabsetzung der Endhärte soll die Mundentnahme erleichtern und das Risiko von Modellfrakturen minimieren. Die Bemühungen, sämtliche Vorteile von Abformmaterialien verschiedener Materialklassen in einem Material zu vereinen, gipfeln in der Komposition des neuartigen Vinylsiloxanethers® Identium® der Fa. Kettenbach (Eschenburg, Deutschland). Untersuchungen, in denen Abzugskräfte in einem standardisierten Verfahren ermittelt wurden, fanden bisher überwiegend in Modellversuchen statt (Leuffen, 1970; McCabe und Storer, 1980; Dixon et al., 1994; Dunne und Zech, 2000; Hey et al., 2008; Hertwig, 2012; Walker et al., 2013). Hierbei wurden signifikante Unterschiede bezüglich der Abzugskraft verschiedener Abformmaterialien gefunden. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen lassen jedoch nur bedingt Rückschlüsse auf die klinische Situation zu, da sich die tatsächlichen Bedingungen im Patientenmund im Modellversuch nicht simulieren lassen. Aussagen über die zu erwartenden Abzugskräfte werden daher bisher aus den physikalischen Eigenschaften der verschiedenen Abformmaterialien abgeleitet und lediglich durch Anwenderberichte aus der zahnärztlichen Praxis untermauert (Renziehausen, 2009; Kettenbach, 2009b). Die einzige In-vivo-Studie zu intraoralen Abzugskräften wurde von Sotiriou und Hobkirk (1995) durchgeführt.

Ziel der vorliegenden Studie ist es, die bestehende Wissenslücke bezüglich der intraoralen Abzugskräfte bei Einsatz verschiedener Abformmaterialien zu schließen,

um aus den gewonnenen Erkenntnissen Empfehlungen für die Praxis abzuleiten. Hierfür sollen die Abzugskräfte mit Hilfe eines speziellen Versuchsaufbaus in einem durch die Ethikkommission genehmigten Selbstversuch geprüft und miteinander verglichen werden. Desweiteren sollen Abzugskräfte bei Entformung der Gipsmodelle ermittelt werden. Die Nullhypothese nimmt an, dass zwischen den getesteten Abformmaterialien keine Unterschiede bezüglich der aufzubringenden Abzugskraft bestehen. Um den vermuteten Zusammenhang zwischen Endhärte und Abzugskraft zu untersuchen, wird die Shore-A-Härte eines jeden Abformmaterials unter klinischen Bedingungen und beim Abzug vom Gipsmodell bestimmt und mit den ermittelten Abzugskräften verglichen.

3 Material und Methodik

3.1 Untersuchte Abformmaterialien

Im Rahmen dieser Studie wurden die in Tabelle 2 aufgeführten sieben Materialkombinationen untersucht. Es wurden vier Vertreter der Vinylpolysiloxane, zwei Vertreter der Polyether und ein Vertreter der zuletzt eingeführten Vinylsiloxanether® ausgewählt.

Tab. 2: Verwendete Materialkombinationen.

Trägermaterial	Typ	Dünnfließendes Silikon	Typ	Hersteller	Materialklasse	Haftvermittler
Affinis® Heavy Body	1	Affinis® Light Body	3	Coltène/Whaledent, Langenau, Deutschland	Vinylpolysiloxan	Universal Adhesive (Heareus, Hanau, Deutschland)
Aquasil Putty Deca™	1	Aquasil Ultra LV	3	Dentsply Detrey, Konstanz, Deutschland	Vinylpolysiloxan	
Flexitime® Dynamix Putty	0	Flexitime® Correct Flow	3	Heraeus, Hanau, Deutschland	Vinylpolysiloxan	
Panasil® Binetics Putty Soft	0	Panasil® Initial Contact Light	3	Kettenbach, Eschenburg, Deutschland	Vinylpolysiloxan	
Impregum™ Penta™ Soft	2	Permadyne™ Garant™	3	3M Espe, Seefeld, Deutschland	Polyether	Polyether Adhesive (3M Espe, Seefeld, Deutschland)
P2® Polyether Magnum 360 Heavy	1	P2® Polyether Light	3	Heraeus Hanau, Deutschland	kondensations-vernetzender Polyether	P2™ Polyether Adhesive (Heareus, Hanau, Deutschland)
Identium® Heavy	1	Identium® Light	3	Kettenbach, Eschenburg, Deutschland	Vinylsiloxanether®	Identium® Adhesive (Kettenbach, Eschenburg, Deutschland)

Alle Abformmaterialien wurden in der Doppelmischtechnik verarbeitet. Das Anmischen der in Kartuschen oder Schlauchbeuteln gelieferten Trägermaterialien erfolgte mittels Plug & Press® Dispenser der Firma Kettenbach (Eschenburg, Deutschland) bzw. Pentamix™ 2 der Firma 3M ESPE (Seefeld, Deutschland). Die dünnfließenden Abformmaterialien wurden ausschließlich mit der Dosierpistole vom Typ DS-50 1:1/2:1 verarbeitet (Abb. 5).

Abb. 5: Dispenser, Dosierpistole, Kartuschen und Schlauchbeutel.

Entsprechend den Herstellerangaben wurden die zu jedem Abformmaterial vorgeschriebenen Mischkanülen verwendet. Trotz der gewählten automatischen Mischverfahren trugen die verarbeitenden Personen latexfreie Handschuhe, um bei den verwendeten A-Silikonen eine Inhibition des Katalysators durch Latexpartikel zu vermeiden. Die Abformträger sind jeweils mit einem für die Abformmaterialen geeigneten Haftvermittler (Tab. 2, S. 16) bestrichen worden. Um die vom Hersteller vorgeschriebenen Verarbeitungszeiten einzuhalten, wurde die Zeit ab Mischbeginn bis zum Abbindeende mittels Stoppuhr (Countdown) überwacht. Im Anschluss erfolgte die Desinfektion mit dem Tauchdesinfektionsmittel Silosept® der Firma Kettenbach (Eschenburg, Deutschland). Die Abformungen wurden nach der Desinfektion getrocknet und zur Weiterverarbeitung in einem geschlossenen Kunststoffbehälter zwischengelagert.

3.2 Ermittlung der intraoralen Abzugskraft

3.2.1 Versuchsaufbau

Die Abformung ist ein komplexer Vorgang, der mannigfaltigen Einflüssen unterliegt. Die größte Inkonstante stellt hierbei die Handhabung durch die beteiligten Personen dar. Der Versuchsaufbau musste daher so gestaltet werden, dass sich deren Einfluss so gering wie möglich auswirkte. Das bedeutete, dass die Entnahme der Abformung maschinell erfolgen musste. Der Versuchsaufbau lässt sich daher in die Komponenten Proband, Abformträger, Messstativ und Prüfmaschine unterteilen, welche nachfolgend detailliert beschrieben werden.

3.2.2 Proband

Der Proband ist gleichzeitig Verfasser dieser Arbeit.

Aus Gründen der Reproduzierbarkeit wurde immer der gleiche Kieferabschnitt abgeformt (Abb. 6). Konstruktionsbedingt konnte dies nur ein Teil des zweiten Quadranten sein. Dieser Kieferabschnitt bot aufgrund der Zahnstellung mit verstärkten Unterschnitten ideale Untersuchungsbedingungen an. Die partielle Abformung umfasste die Zähne 23, 25, 26, 27 mit angrenzenden Gingivabereichen. Zahn 24 wurde im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung extrahiert, fehlt also, jedoch mit vollständigem Lückenschluss.

Abb. 6: Kieferabschnitt.

Vor und nach jeder Versuchsreihe erfolgte eine professionelle Zahnreinigung. Zwischen den einzelnen Wiederholungen erfolgten eine Zahnreinigung mittels Einmalzahnbürste und eine Kontrolle auf eventuell verbliebene Abformreste.

3.2.3 Abformträger

Bei der Doppelmischabformung empfiehlt sich die Verwendung konfektionierter Metallabformträger. Dies liegt darin begründet, dass sich bei der Verwendung von

hochviskösen Abformmaterialien die aus Kunststoff gefertigten Abformträger geringfügig deformieren. Da jedoch nicht die Dimensionstreue Gegenstand dieser Untersuchung war und eine Herstellung individueller Abformträger in ausreichender Stückzahl aus Metall unzweckmäßig erschien, fiel die Wahl des Materials für die Anfertigung der Abformträger auf Impression Tray Resin LC® der Firma Henry Schein® Dental (Langen, Deutschland).

Die Ausdehnung des Abformträgers entspricht in Breite und Höhe den Abmessungen eines konfektionierten Metallabformträgers. Damit wird den Forderungen nach dem Mindestabstand vom Zahn zur Wand des Abformträgers mehr als entsprochen. Die Länge des Abformträgers ist durch den Abstand zwischen mesialer Approximalfläche von Zahn 23 und distaler Approximalfläche von Zahn 27 determiniert. Zur sicheren Positionierbarkeit wurden am mesialen und distalen Ende des Abformträgers die Zähne 22 und 28 in Kunststoff gefasst (Abb. 7A und 7C). Dadurch konnte eine eindeutig definierte Endlage des Abformträgers erzielt werden. Für eine ausreichende Abflussmöglichkeit des Abformmaterials war im Bereich der vestibulären und palatinalen Gingiva gesorgt. Um eine stabile Verbindung mit der Abzugsvorrichtung herzustellen, wurde an der immer gleichen Position eine Zahnscheibe einpolymerisiert. Das zur Herstellung verwendete Modell (Abb. 7B) enthielt Führungsflächen und -rillen zur korrekten Reproduktion der verschiedenen Dimensionen und eine Vertiefung zur Positionierung der Zahnscheibe. Die auf diese Weise geformten Abformträger wurden zweimal 5 Minuten unter UV-Licht polymerisiert. Anschließend sind Kanten mit Sandpapier abgerundet und die Sauerstoffinhibitionsschicht mit einem ethanolbefeuchteten Tuch entfernt worden. 10 Minuten vor Beginn der Abformung wurden die Abformträger mit dem zum getesteten Material gehörigen Adhäsiv bestrichen (Tab. 2, S. 16).

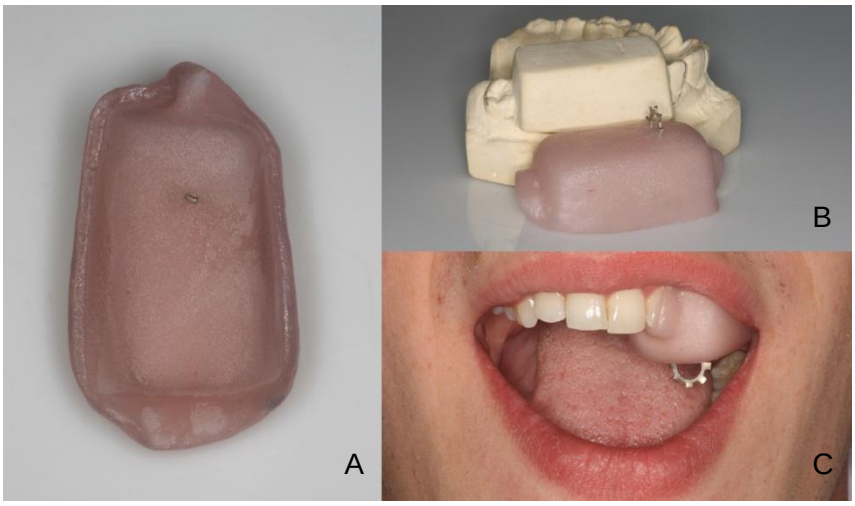

Abb. 7: A) Abformträger, B) Modell, C) Abformträger in situ.

3.2.4 Abformtechnik

Als Abformtechnik wurde die Doppelmischtechnik, auch bekannt als Sandwich-Technik oder Zweiphasig-Einzeitige-Technik, genutzt. Aus Gründen der Reproduzierbarkeit konnte die zweizeitige Technik (Korrekturabformung) nicht angewendet werden.

Analog der klinischen Situation wurde der Abformträger durch die Assistenz mit dem zu testenden Trägermaterial beschickt. Währenddessen umspritzte der Behandler die abzuformende Kieferpartie mit dünnfließendem Abformmaterial aus der Kartusche mit aufgesetzter Applikationsspitze. Um die verwendete Materialmenge konstant zu halten, wurde der Abformträger immer exakt bis zum Rand mit Trägermaterial befüllt. Die Menge des dünnfließenden Materials wurde über die stets gleiche Anzahl voller Hübe aus der Kartusche mithilfe der Dosierpistole reguliert. Anschließend wurde der Abformträger eingebracht. Hierbei musste genau auf die korrekte Positionierung geachtet werden. Der Behandler fixierte die Abformung bis 20 Sekunden vor Abbindeende. In der verbliebenen Zeit bis zum Abbindeende positionierte sich der Proband im Messstativ. Anschließend hängte die Assistenz den Haken des Seils in die Zahnscheibe am Abformträger ein. Hierbei war streng darauf zu achten, dass keine den Abformträger im Vorfeld anlösenden Kräfte appliziert wurden. Der Abzugsversuch konnte nun pünktlich zum Erreichen des Abbindeendes gestartet werden. Das streng einzuhaltende Zeitregime wurde mittels Stoppuhr überwacht.

3.2.5 Messstativ

Üblicherweise wird eine Abformung vor der Entnahme aus dem Mund des Patienten durch Hebelbewegungen gelöst. Die erste Phase des Abzugs erfolgt dabei zwangsläufig nicht parallel zur Zahnachse, sondern kippend. Dabei soll das Vakuum zwischen Abformung und abzuformendem Gewebe geöffnet werden. Anschließend wird die Abformung am besten parallel zur Achse des präparierten Zahnes entnommen. Diese Vorgehensweise ließ sich jedoch aus Gründen der Reproduzierbarkeit nur eingeschränkt auf den geplanten Versuchsaufbau übertragen. Damit auch hier die erste Phase des Abzugs durch eine hebelnde Bewegung erfolgt, wurde der Zugpunkt aus der Mitte des Abformträgers nach mesial verlegt.

Um eine Kraftübertragung zwischen Prüfmaschine und Abformträger herzustellen, bedarf es eines speziellen Messstativs (Abb. 8A, S. 21). Diese Vorrichtung sollte neben der Kraftübertragung eine immer gleiche Position und Abstützung der Versuchsperson gewährleisten.

Das Grundgerüst des Messstativs bestand aus verwindungssteifen Aluminiumprofilen und konnte durch Schrauben fest mit der Prüfmaschine verbunden werden (Abb. 8A und 8D). Um eine suffiziente Abstützung des Probandenkopfes gegen die applizierte Zugkraft zu erreichen, wurde ein möglichst nahegelegener starrer Punkt gewählt. Die Abstützung erfolgte durch einen Aufbiss aus GC Pattern Resin LS (GC, Tokyo, Japan) an den mittleren oberen Schneidezähnen (Abb. 8C). Der Neigungswinkel des Kopfes und somit auch des Oberkiefers wurde so gewählt, dass die Zahnachsen möglichst parallel zur Abzugsrichtung ausgerichtet waren und das Seil der Zugvorrichtung ungehindert an der Unterlippe des Probanden vorbeilaufen konnte. Um der Forderung nach der Reproduzierbarkeit dieses Winkels nachzukommen, wurde am Messstativ ein Stirnbügel angebracht (Abb. 8B). Die Kraftübertragung von der Prüfmaschine auf den Abformträger erfolgte via Drahtseil, an dessen Enden jeweils ein Metallhaken angelötet wurde. Dieses Drahtseil lief über zwei Umlenkrollen, welche ebenfalls am Messstativ montiert waren (Abb. 8B und 8D). Abbildung 8F zeigt das am Messwertaufnehmer eingehängte Drahtseil.

Abb. 8: A) Messstativ, B) Stirnbügel, C) Aufbiss, D) Umlenkrolle des Zugseils, F) Messwertaufnehmer.

3.2.6 Materialprüfmaschine

Alle Abzugsversuche erfolgten mit der Materialprüfmaschine Z010 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) bei montierter 10kN-Messdose. Die Abzugsgeschwindigkeit betrug dabei konstant 50 mm/min. Die zu messende Kraft wurde simultan durch die Software testXpert® (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) aufgezeichnet.

3.2.7 Vorversuche

Der Versuchsablauf erforderte ein komplexes Zusammenspiel zwischen Proband, Behandler und Assistenz. Ablauf und Zeitregime mussten daher Vorversuchen einstudiert und erprobt werden, bis reproduzierbare Ergebnisse erzielt werden konnten.

3.2.8 Hauptversuch

Der Hauptversuch war unterteilt in sieben Versuchsreihen, eine für jede Materialkombination, mit je sieben Wiederholungen. Um den Probanden nicht zu gefährden und um negative Beeinflussungen verschiedener Abformmaterialien untereinander durch eventuell verbliebene Reste aus vorangegangenen Versuchen zu vermeiden, wurde pro Tag nur eine komplette Versuchsreihe durchgeführt.

3.3 Ermittlung der Abzugskraft bei Entformung des Gipsmodells

3.3.1 Vorbehandlung der Abformungen

Analog zum üblichen zahntechnischen Ablauf wurden die Abformungen mittels Skalpell bis zum Rand des Abformträgers zurückgeschnitten und äußerlich am Abformträger haftende Überschüsse entfernt. Auf eine Vorbehandlung der Silikonabformungen mit Entspannungsmitteln wurde verzichtet.

3.3.2 Modellherstellung

Die Herausforderung bei der Modellherstellung bestand darin, einen Sockel zu formen, der analog der klinischen Situation, stets die gleiche Abzugsrichtung und eine feste Verankerung mit der Prüfmaschine ermöglichte. Hierzu diente ein Fixator, an dessen unterem Teil die Aufnahme für den Abformträger in Form eines Bettes aus Puttymaterial angebracht wurde (Abb. 9A, S. 23). Das Puttymaterial reichte exakt bis zum Rand des Abformträgers. Dabei durfte der Abformträger jedoch nicht zu fest im Unterteil sitzen, damit der auf dem Modell befindliche Abformträger bei der späteren Entnahme aus dem Sockelformer nicht bereits abgelöst wurde. Am Oberteil wurde mittels Schraube eine Rampa®-Gewindemuffe Typ B M6/12x12mm/Stahl (Hans Brügmann GmbH & Co. KG, Büchen, Deutschland) befestigt, welche später der Befestigung in der Prüfmaschine diente (Abb. 9B, S. 23). Nach Verfestigung des Gipses und Lösen der Schraube konnte das Modell samt Abformung dem Sockelformer entnommen werden. Die Gewindemuffe war nun fest im Sockel verankert (Abb. 9C, S. 23). Durch die eindeutige Zuordnung von Unter- und Oberteil des Fixators war eine reproduzierbare Lagebeziehung von Abformung und Sockelboden gegeben.

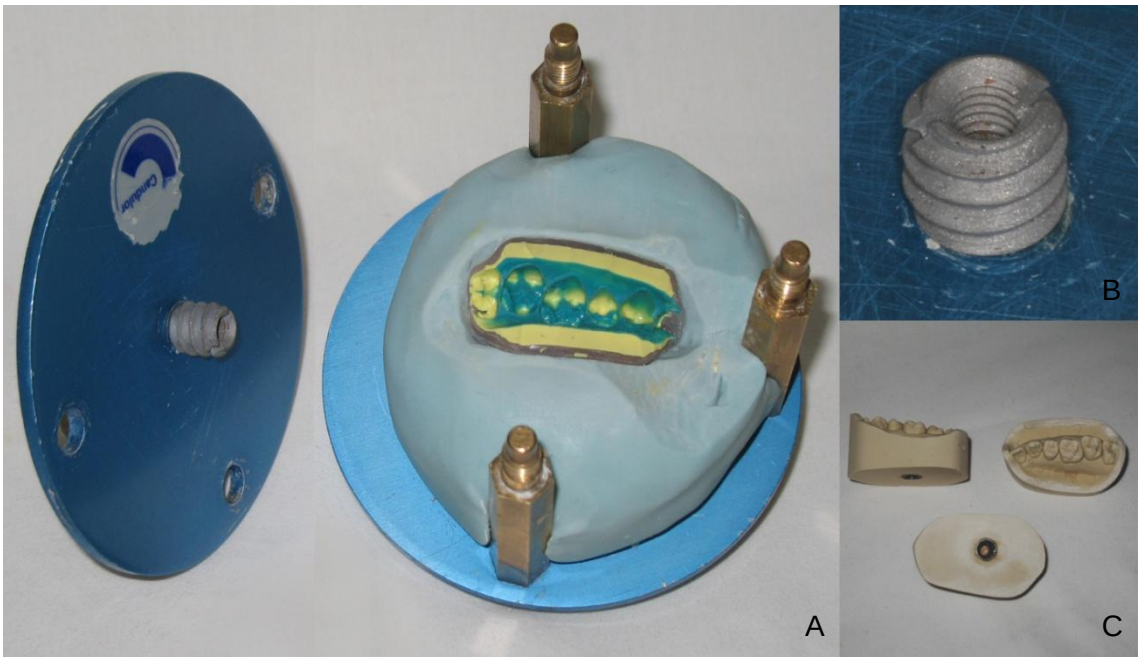

Abb. 9: A) Fixator, B) Rampa®-Gewindemuffe, C) Modell mit im Sockel eingelassener Gewindemuffe – hier bereits nach Entformung.

Alle Modelle wurden aus SAE Spezi Gips der Firma SAE (Bremerhaven, Deutschland) hergestellt. Hierbei handelte es sich um einen kunststoffverstärkten Gips der Klasse IV. Die Verarbeitung dieses Modellwerkstoffes erfolgte gemäß Herstellerangaben im Verhältnis von 20 ml destilliertem Wasser zu 100 g Gips. Das Anmischen erfolgte nach Einsumpfen und kurzem Durchrühren für 60 Sekunden im Vakuumanrührgerät. Die Entformung des Gipsmodells erfolgte frühestens nach 16 Stunden.

3.3.3 Versuchsablauf

Das zu entformende Modell wurde mittels spezieller Haltevorrichtung (Abb. 10A, S. 24) in der Materialprüfmaschine befestigt und das Zugseil in die Zahnscheibe eingehängt. Hierbei war wieder darauf zu achten, dass es nicht zu einer versehentlichen Kraftapplikation und somit zum vorzeitigen Anlösen kommt. Im Anschluss erfolgte der maschinelle Abzug. Die Parameter der Prüfmaschine waren dabei die gleichen wie im klinischen Versuch.

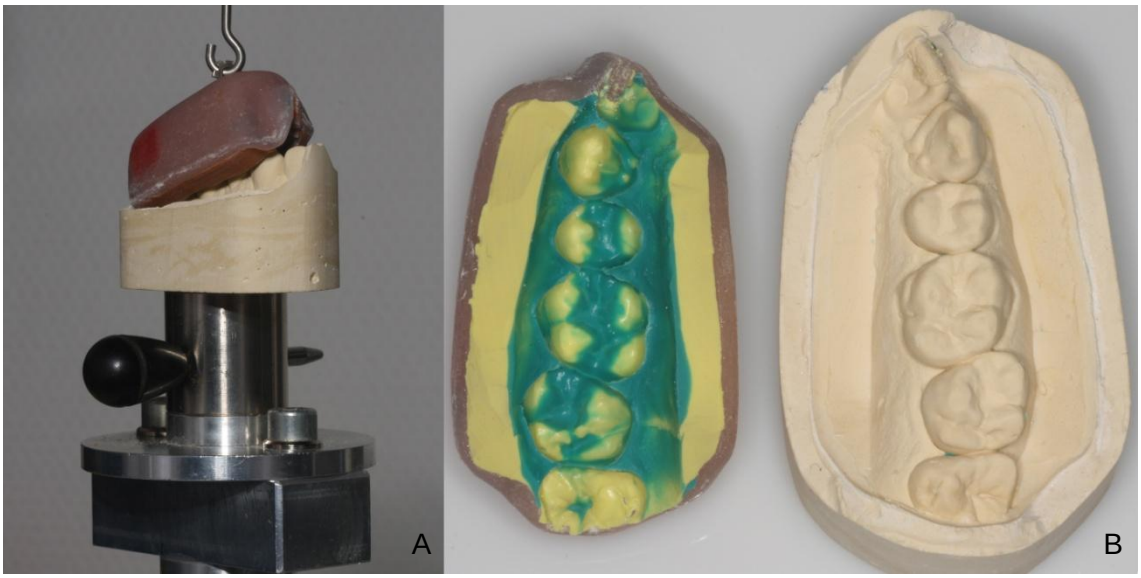

Abb. 10: A) Haltevorrichtung, B) entformtes Modell.

3.4 Härteprüfung nach Shore A

3.4.1 Versuchsaufbau

Grundlegend für die Durchführung der Härteprüfung war die Deutsche Norm zur Prüfung von Kautschuk und Elastomeren, Härteprüfung nach Shore A und Shore D: DIN 53505. Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung richteten sich streng nach dieser Norm. Zur Bestimmung der Shore-Härte wurde das Härtemessgerät PCE-HT200 der Firma PCE Group (PCE Deutschland GmbH, Meschede, Deutschland) verwendet, welches in der Zusatzeinrichtung Shore Hardness Operation Stand TH200FJ der Firma Time Group Inc. (Peking, China) montiert war. Zur Bestimmung der Shore Härte unter klinischen Bedingungen (Prüfbedingung 1) waren Modifikationen des Versuchsaufbaus nötig, welche entsprechend der DIN 53505 durchgeführt wurden. Dies betraf den Zeitpunkt der Messung und die Umgebungstemperatur. Als Zeitpunkt der Messung wurde das Abbindeende analog zu den Abzugsversuchen unter klinischen Bedingungen gewählt. Die Umgebungstemperatur sollte der Mundtemperatur entsprechen und betrug somit (37 ± 1)°C. Um eine Messung bei (37 ± 1)°C durchführen zu können, wurde die Versuchsanordnung in einer Temperierkammer aufgebaut (Abb. 11B, S. 25). Als Temperierkammer diente der CO_2-Brutschrank CB 150 der Firma WTB Binder Labortechnik GmbH (Tuttlingen, Deutschland).

3.4.2 Herstellung der Probekörper

Die Härteprüfung sollte analog zu den Zeitpunkten der Entnahme aus dem Mund (Prüfbedingung 1) und der Entformung des Gipsmodells (Prüfbedingung 2) erfolgen. Daher wurde die Härteprüfung an jedem Probekörper zweimal durchgeführt. Im

Folgenden wird daher von zwei Messreihen, „Prüfbedingung 1“ und „Prüfbedingung 2“, gesprochen, deren Prüfkörper jedoch dieselben sind.

Die Anforderungen an den Probekörper zur Messung der Shore-A-Härte sind in der DIN 53505 beschrieben. Als Form für die Herstellung eignete sich aufgrund der idealen Innenmaße von 6 x 58 mm das Oberteil einer Zellkulturschale der Firma TPP® (Trasadingen, Schweiz) (Abb.11A). Das zu testende Abformmaterial ist blasenfrei in diese Form gegossen und anschließend mit einer auf (37 ± 1)°C vorgewärmten Zementanmischplatte abgedeckt worden. Nach dem Befüllen wurden dadurch Überschüsse ausgepresst und es entstand eine sehr glatte Prüfkörperoberfläche. Die ausgegossene und mit Zementanmischplatte abgedeckte Form wurde dann bis zum Abbindeende zwischen zwei auf (37 ± 1)°C vorgewärmten Kühlakkus in der Temperierkammer gelagert. Die Zeit vom Mischbeginn bis zur Verbringung in die Temperierkammer entsprach der Verarbeitungszeit der Abformmaterialien bei den klinischen Abzugsversuchen. Vor Beginn der Härteprüfung wurden die Prüfkörper aus der Form entnommen und entsprechend DIN 53505 mit Talkum bestäubt.

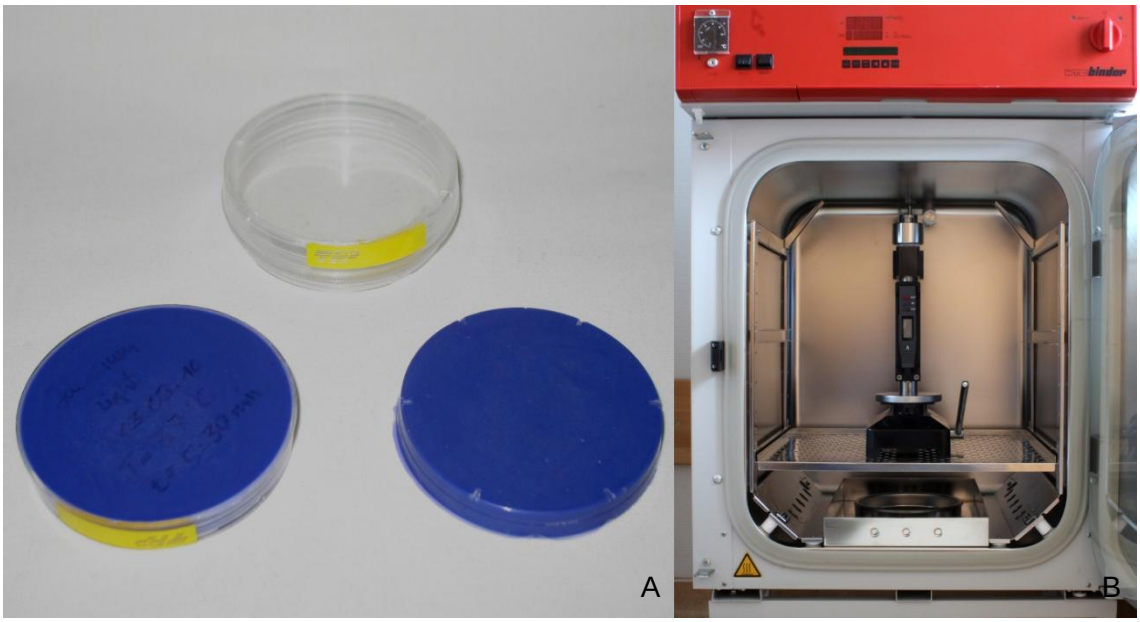

Abb. 11: A) Zellkulturschale und Probekörper, B) Messstand in Temperierkammer.

3.4.3 Versuchsablauf

Die Messungen wurden stets vom gleichen Prüfer durchgeführt. Der Prüfkörper wurde auf dem Messtisch der Zusatzeinrichtung platziert. Mittels Hebeleinrichtung wurde der Messtisch nach oben bewegt. Auf diese Weise wurde der Prüfkörper planparallel gegen die Spitze des Härtemessgerätes gedrückt. Ein Gewicht, welches an der Aufnahme für das Härtemessgerät befestigt war, sorgte dabei für eine stets gleiche Anpresskraft. Die Messwerte wurden drei Sekunden nach Berührung des Prüfkörpers

mit dem Härtemessgerät abgelesen. Die Messung erfolgte an zehn verschiedenen Stellen. Die Messpunkte waren daher in einem bestimmten Raster angeordnet, weil diese laut DIN 53505 13 mm vom Rand des Prüfkörpers und 5 mm voneinander entfernt sein müssen.

3.4.4 Vorversuche

Die Vorversuche sollten dem Prüfer ermöglichen, den Umgang mit der Prüfeinrichtung zu erlernen. Das Zeitregime erforderte eine gewisse Sicherheit bei der Herstellung der Prüfkörper. Reproduzierbare Ergebnisse waren Voraussetzung, um mit den Hauptversuchen beginnen zu können.

3.4.5 Hauptversuche

Die Hauptversuche waren unterteilt in zwei Messreihen, „Prüfbedingung 1“ und „Prüfbedingung 2“. Messreihe „Prüfbedingung 1“ war, wie bereits beschrieben, den klinischen Bedingungen angepasst. Die Härtemessung erfolgte direkt nach Abbindeende innerhalb von 50 s bei geöffneter Temperierkammer. Da es hierbei zur Abkühlung kam, musste zwischen den Messungen 30 Minuten gewartet werden. Die Prüfkörper wurden anschließend in einem Kunststoffbehälter zwischengelagert.
Die Messreihe „Prüfbedingung 2“ entsprach den Vorgaben durch die DIN 53505. Zeitpunkt der Messung war hier ≥16 h nach Abbindeende. Die Temperatur lag bei (23 ± 2)°C.

3.5 Auswertung der Messergebnisse

Die Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit dem Statistikprogramm PASW Statistics 17 (SPSS 17) der Firma SPPS Inc. (Chicago, IL, USA). Die deskriptive Zusammenfassung der Ergebnisse beinhaltet die Angabe von Mittelwert, Standardabweichung, Standardfehler, 95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert sowie Minimum und Maximum einer jeden Versuchsreihe. Um zu überprüfen, ob die Mittelwertsunterschiede zufälliger Natur sind oder nicht, wurden Varianzanalysen durchgeführt. Hierfür kamen je nach Voraussetzung verschiedene Verfahren zum Einsatz. Die einfaktorielle ANOVA setzt eine Normalverteilung der Stichprobenvariablen voraus, welche mittels Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest überprüft wurde. Eine Normalverteilung liegt vor, wenn die asymptotische Signifikanz ≥0,05 ist. War dies nicht gegeben, wurde statt einer ANOVA der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Eine zweite Bedingung für die Anwendbarkeit der einfaktoriellen ANOVA ist die Varianzhomogenität. Die Stichprobenvariablen wurden hierauf mittels Levene-Test geprüft. Varianzhomogenität ist gegeben, wenn $p > 0,05$. War dies nicht der Fall, wurde statt der ANOVA der Welsh- oder Brown-Forsythe-Test durchgeführt. Um zu

untersuchen, zwischen welchen Mittelwertpaaren Unterschiede bestanden, wurden im Anschluss multiple Mittelwertvergleiche durchgeführt. Waren Normalverteilung und Varianzhomogenität gegeben, konnte der Bonferroni-Test angewendet werden. War keine Varianzhomogenität gegeben, wurde der a-posteriori-Test T2 nach Tamhane genutzt. Waren weder Varianzhomogenität noch Normalverteilung gegeben, erfolgten die Paarvergleiche mittels Mann-Witney-U-Tests. Zum Vergleich der materialspezifischen Mittelwertpaare aus den zwei Messreihen der Shore-Härteprüfung wurde der T-Test gewählt, weil es sich hierbei um jeweils zwei abhängige Stichproben handelte. In einem Fall musste hierfür der Wilcoxon-Test verwendet werden, weil keine Normalverteilung gegeben war. Um den Zusammenhang zwischen Abzugskraft und Shore-Härte zu untersuchen, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson bestimmt. Tabellen und Diagramme zur Veranschaulichung der Ergebnisse wurden mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft® Excel 2007 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) erstellt.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Zugversuche

Getestet wurden die in Tabelle 2 auf Seite 16 aufgeführten Materialkombinationen. Die Ergebnisse sind zusammenfassend in den Tabellen 3 (S. 27) und 4 (S. 28) sowie in Abbildung 12 (S. 28) dargestellt.

Tab. 3: Mittelwerte der Abzugskräfte und Standardabweichung „Klinisch“.

Materialkombination	Kleinste gemessene Abzugskraft [N]	Größte gemessene Abzugskraft [N]	Durchschnittliche Abzugskraft [N]	Standardabweichung
Affinis®	68,0	92,7	78,5	7,3
Aquasil®	44,6	68,6	55,7	8,4
Flexitime®	25,5	42,7	36,0	6,9
Panasil®	43,4	56,2	50,0	5,4
Impregum™	99,0	137,0	119,7	14,4
P2®	22,0	36,2	31,2	4,6
Identium®	35,4	50,7	45,8	5,3

Tab. 4: Mittelwerte der Abzugskräfte und Standardabweichung „Gips“.

Materialkombination	Kleinste gemessene Abzugskraft [N]	Größte gemessene Abzugskraft [N]	Durchschnittliche Abzugskraft [N]	Standardabweichung
Affinis®	11,6	25,8	16,5	4,5
Aquasil®	19,7	44,0	34,8	8,1
Flexitime®	14,6	51,8	34,9	13,5
Panasil®	14,9	41,7	29,4	8,2
Impregum™	91,2	153,0	111,7	20,4
P2®	65,9	87,4	76,6	7,8
Identium®	34,2	42,4	39,5	3,0

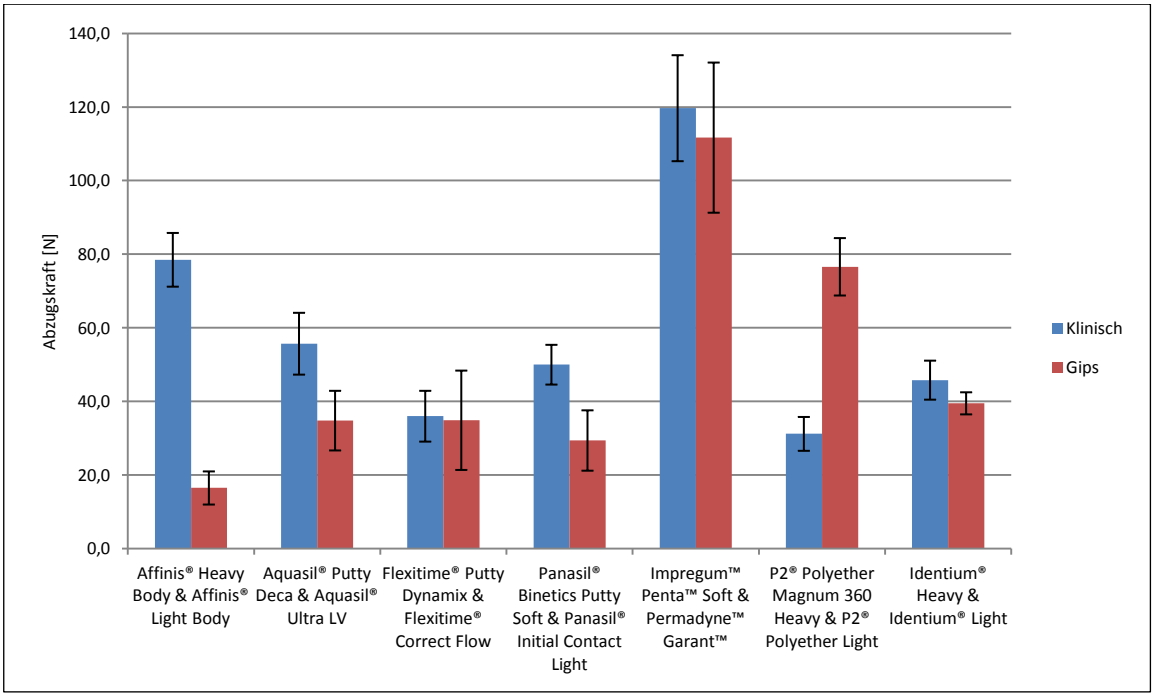

Abb. 12: Mittelwerte der Abzugskräfte mit einfacher Standardabweichung.

Impregum™ Penta™ Soft in Kombination mit Permadyne™ Garant™ erreichte sowohl im klinischen Versuch als auch beim Abzug vom Gipsmodell die höchsten durchschnittlichen Abzugskräfte mit 119,7 N und 111,7 N. Die niedrigsten Abzugskräfte entwickelten P2® Polyether Magnum 360 Heavy in Kombination mit P2® Polyether Light klinisch mit 31,2 N. Die Abzugskraft vom Gipsmodell betrug 76,6 N. Affinis® Heavy Body in Kombination mit Affinis® Light Body erreichte beim Abzug vom Gipsmodell mit 16,5 N die niedrigste Abzugskraft. Die im klinischen Versuch ermittelte Abzugskraft betrug 78,5 N. Identium® Heavy in Kombination mit Identium® Light erreichte klinisch eine Abzugskraft von 45,8 N und 39,5 N am Gipsmodell. Aus der Materialgruppe der A-

Silikone unterbot im klinischen Versuch lediglich Flexitime® Putty Dynamix in Kombination mit Flexitime® Correct Flow mit 36,0 N die Abzugskraft der Identium®-Materialkombination.

Innerhalb der Gruppe „Klinisch“ waren die Mittelwerte der Abzugskräfte mit einer Signifikanz von $p < 0,001$ (Oneway ANOVA) verschieden. In der Gruppe „Gips“ war keine Varianzhomogenität gegeben (Levene, $p < 0,05$). In den folglich gewählten Verfahren Brown-Forsythe- und Welch-Test unterschieden sich die Mittelwerte der Abzugskräfte mit einer Signifikanz von $p < 0,001$. Mehrfachvergleiche (Bonferroni, $p < 0,05$) haben gezeigt, dass in der Gruppe „Klinisch“ die Affinis®- und Impregum™-Kombinationen signifikant höhere, und die P2®- Kombination signifikant niedrigere Abzugskräfte benötigten als die Identium®-Kombination. Die Abzugskräfte der Materialkombinationen Panasil® und Aquasil® sowie Flexitime® und P2® wiesen keine signifikanten Unterschiede auf.

In der Gruppe „Gips“ zeigte sich im Mehrfachvergleich (T2 nach Tamhane, $p < 0,05$), dass die Affinis®-Kombination signifikant niedrigere, Impregum™- und P2®-Kombinationen signifikant höhere Abzugskräfte benötigten als Identium® Heavy in Kombination mit Identium® Light. Zwischen den Vertretern der A-Silikone konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Abzugskraft gefunden werden. Zwischen den Abformmaterialien Impregum™ und P2® aus der Gruppe der Polyether konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden, jedoch gegenüber allen anderen getesteten Materialien.

4.2 Ergebnisse der Shore-A-Härteprüfung

Getestet wurden die in Tabelle 2 (S. 16) aufgeführten Trägermaterialien. Die Ergebnisse der Shore-A-Härteprüfung sind in den Tabellen 5 (S. 29) und 6 (S. 30) sowie in Abbildung 13 (S. 30) zusammenfassend dargestellt.

Tab. 5: Mittelwerte und Standardabweichung der Shore-A-Härte „Prüfbedingung 1.“

Trägermaterial	Durchschnittliche Endhärte [Shore-A]	Standardabweichung
Affinis® Heavy Body	61,2	0,40
Aquasil® Putty Deca	64,8	0,64
Flexitime® Dynamix Putty	68,4	0,39
Panasil® Binetics Putty Soft	57,5	0,62
Impregum™ Penta™ Soft	46,7	1,49
P2® Polyether Magnum 360 Heavy	52,2	1,63
Identium® Heavy	57,2	1,40

Tab. 6: Mittelwerte und Standardabweichung der Shore-A-Härte „Prüfbedingung 2“.

Trägermaterial	Durchschnittliche Endhärte [Shore-A]	Standardabweichung
Affinis® Heavy Body	65,2	0,49
Aquasil® Putty Deca	70,7	0,54
Flexitime® Dynamix Putty	71,4	0,18
Panasil® Binetics Putty Soft	69,8	0,72
Impregum™ Penta™ Soft	60,8	1,90
P2® Polyether Magnum 360 Heavy	67,1	0,31
Identium® Heavy	66,1	0,55

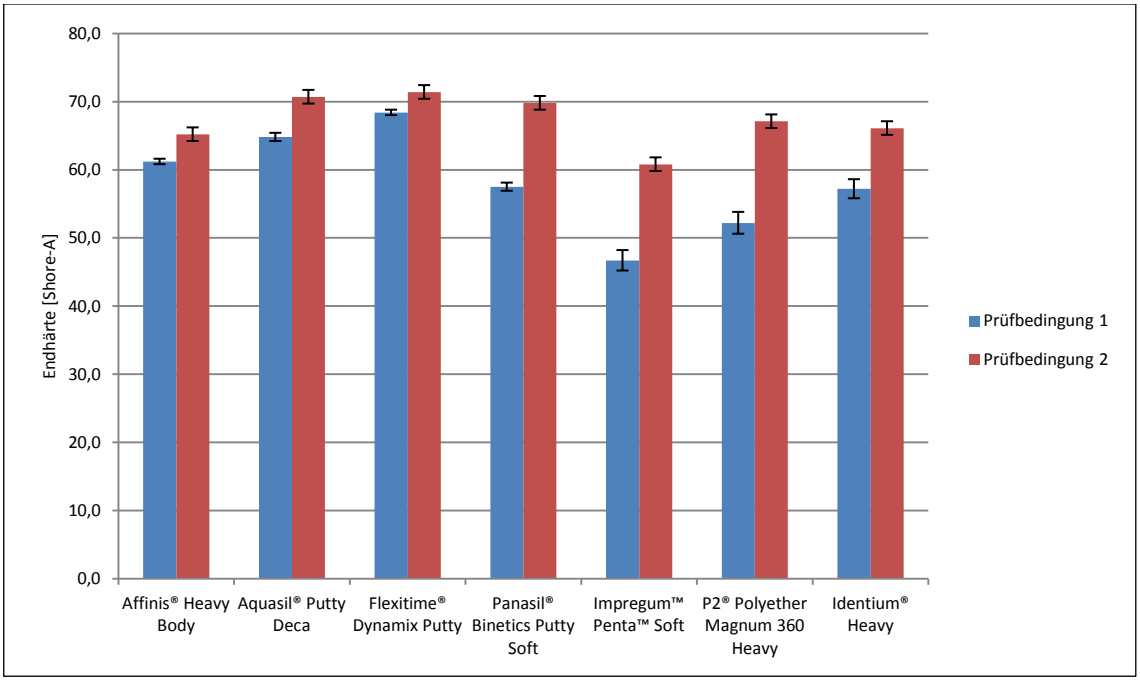

Abb. 13: Mittelwerte der Endhärte [Shore-A] mit einfacher Standardabweichung.

Die höchste Endhärte erreichte unter „Prüfbedingung 1“ Flexitime® Dynamix Putty mit 68,4 SA. Impregum™ Penta™ Soft wies mit 46,7 SA die niedrigste Endhärte auf. Unter „Prüfbedingung 2“ wurde für Flexitime® Dynamix Putty die höchste Endhärte mit 71,4 SA ermittelt. Die niedrigste Endhärte zeigte sich bei Impregum™ Penta™ Soft mit 60,8 SA. Identium® Heavy erreichte unter „Prüfbedingung 1“ eine Endhärte von 57,2 SA und 66,1 SA unter „Prüfbedingung 2“. Die Endhärte war unter „Prüfbedingung 2“ bei allen Materialien größer als unter „Prüfbedingung 1“. Die größte Differenz zwischen den Mittelwerten aus beiden Prüfreihen fand sich bei Impregum™ Penta™ Soft mit 14,9 SA. Am niedrigsten viel die Differenz bei Flexitime® Dynamix Putty mit 3,0 SA aus. Für

Identium® Heavy betrug die Differenz 8,9 SA. Der Mittelwert aus allen Differenzen lag bei 9,0 SA.

In der Gruppe „Prüfbedingung 1“ war keine Varianzhomogenität gegeben (Levene, $p < 0,05$). In den folglich gewählten Verfahren Brown-Forsythe- und Welch-Test sind die Mittelwerte der Shore-A-Härte mit einer Signifikanz von $p < 0,001$ verschieden. Der Mehrfachvergleich (T2 nach Tamhane) hat gezeigt, dass zwischen Identium® Heavy und Panasil® Binetics Putty Soft kein signifikanter Unterschied bezüglich der Shore-A-Härte bestand. Alle anderen Materialpaarungen unterschieden sich mit einer Signifikanz von $p < 0,001$.

In der Gruppe „Prüfbedingung 2“ war keine Normalverteilung gegeben. Der demzufolge gewählte Kruskal-Wallis-Test zeigte, dass sich die Mittelwerte der Shore-A-Härte mit einer Signifikanz von $p < 0,001$ unterscheiden. Die anschließenden Paarvergleiche mittels Mann-Whitney-U-Test ergaben, dass sich alle Materialpaarungen bezüglich ihrer Mittelwerte der Shore-A-Härte mit einer Signifikanz von $p < 0,01$ unterscheiden. Zum Vergleich der Mittelwertunterschiede der beiden Prüfbedingungen für jeweils jedes Material wurden T-Tests gewählt. Die Mittelwerte waren hierbei mit einer Signifikanz von $p < 0,001$ verschieden. Da bei Flexitime® Dynamix Putty keine Normalverteilung gegeben war, wurde hier der Wilcoxon-Test angewandt. Dieser hat gezeigt, dass sich die Mittelwerte mit einer Signifikanz von $p = 0,005$ unterscheiden.

4.3 Zusammenhang zwischen Abzugskraft und Endhärte

Die Ergebnisse der Shore-A-Härteprüfung aus den Gruppen „Prüfbedingung 1“ und „Prüfbedingung 2“, sowie die klinisch und bei Entformung der Gipsmodelle ermittelten Abzugskräfte sind in den Abbildungen 14 und 15 (S. 32) zusammenfassend dargestellt. Um den Zusammenhang zwischen Abzugskraft und Endhärte zu überprüfen, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson bestimmt. Dieser betrug für die Gruppe „Klinisch/Prüfbedingung 1“ $r = -0,523$ ($p = 0,228$) und für die Gruppe „Gips/Prüfbedingung 2“ $r = -0,663$ ($p = 0,105$). Nach dem Zusammenfassen beider Gruppen (Abb. 15, S. 32) ergab sich ein Korrelationskoeffizient von $r = -0,518$ ($p = 0,058$).

Der Korrelationskoeffizient von -0,518 weist auf einen deutlichen linearen Zusammenhang hin. Der Anstieg der Regressionsgeraden (Abb. 15, S. 33) legt den Schluss nahe, dass sich Abzugskraft und Endhärte indirekt proportional zueinander verhalten. Da als Grundlage zur Berechnung lediglich die Mittelwerte der Abzugskräfte und der Shore-A-Härte der jeweiligen Materialien herangezogen wurden, ergab sich Aufgrund der zu geringen Wertepaaranzahl keine Signifikanz.

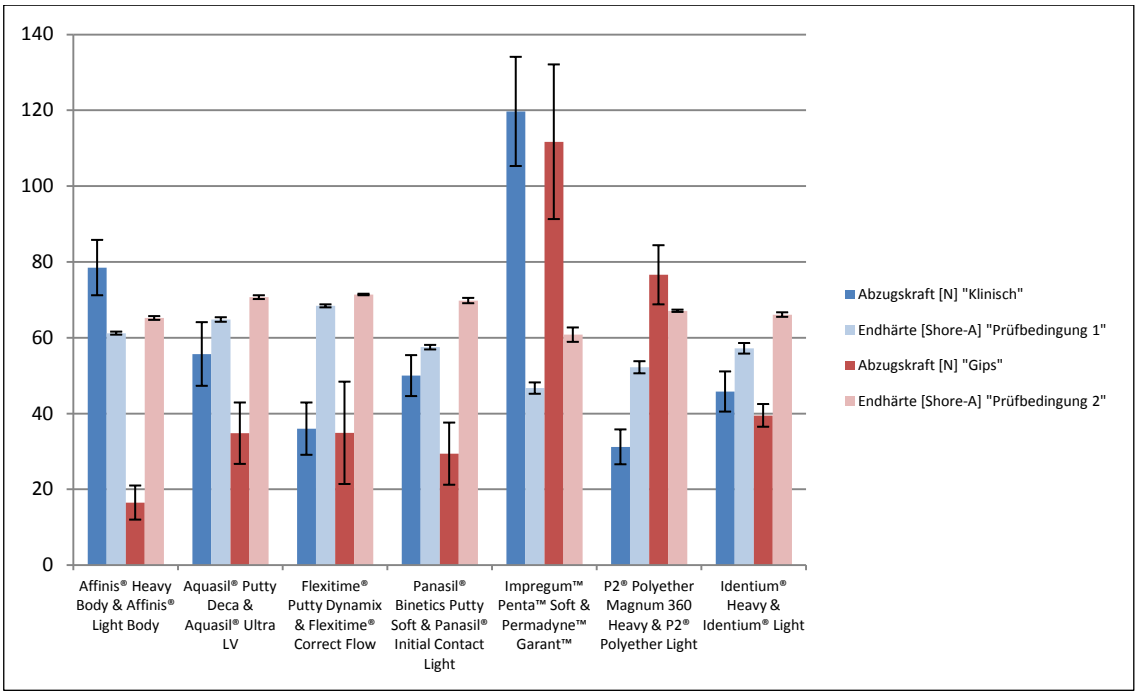

Abb. 14: Mittelwerte der Abzugskräfte [N] und Endhärte [Shore-A] mit einfacher Standardabweichung.

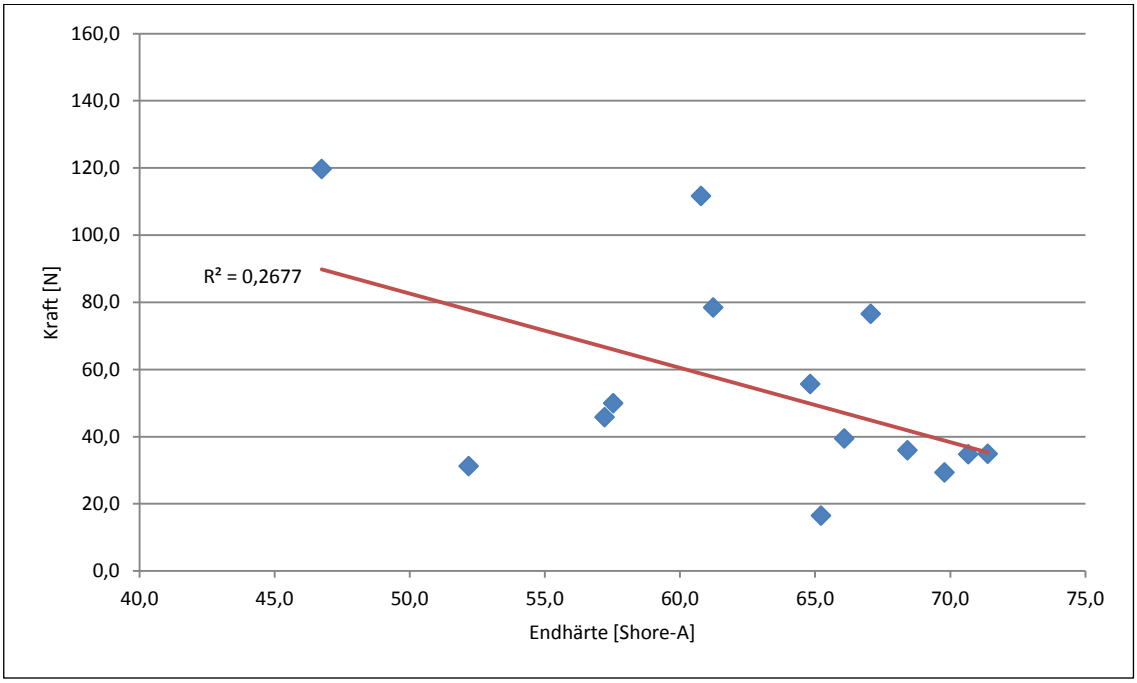

Abb. 15: Streudiagramm der Mittelwertpaare aus “Klinisch/Prüfbedingung 1“ und "Gips/ Prüfbedingung 2“.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Versuchsmethodik

5.1.1 Entnahme der Abformung

Die Entnahme aus dem Mund erfolgte mittels spezieller Prüfvorrichtung. Diese ermöglichte reproduzierbare Ergebnisse mit relativen Standardabweichungen zwischen 9,3 % und 19,2 %. Konstruktionsbedingt konnte die Situation der klinischen Abformung jedoch nur annäherungsweise nachgestellt werden. So wurde zum Beispiel kein ganzer Kiefer abgeformt, sondern lediglich ein Teil. Es ist also anzunehmen, dass bei der Entnahme von Abformungen kompletter Kiefer höhere Kräfte aufgebracht werden müssen. Der Zusammenhang zwischen Abzugskraft und der Anzahl abgeformter Zähne sowie Oberfläche wurde in In-vitro-Untersuchungen durch Leuffen (1970) nachgewiesen. Desweiteren sind beim Abzug von Oberkieferabformungen etwa 30 % höhere Kräfte erforderlich als bei Unterkieferabformungen (Leuffen, 1970; Herrmann, 1971). Dies wird von den Autoren auf die unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten zurückführt.

Der Versuchsaufbau ermöglichte eine einheitlich Abzugsrichtung. Ein vorheriges Anlösen der Abformung durch Hebeln und Kanten musste aus Gründen der Reproduzierbarkeit unterbleiben. Dies ist in der Praxis jedoch durchaus üblich, um das Vakuum zwischen Abformung und abgeformtem Gewebe aufzubrechen, und wird daher von einigen Autoren empfohlen. In der verwendeten Versuchsanordnung wurde, dies durch die exzentrische Anbringung einer Zugöse am Abformträger ermöglicht. Inwieweit dies jedoch mit der im klinischen Alltag angewendeten Methode vergleichbar ist, bleibt fraglich. Dixon et al. (1994) haben bei In-vitro-Abzugsversuchen gezeigt, dass ein exzentrischer Angriffspunkt weniger Abzugskraft verursacht. Auch das häufig empfohlene ruckartige Anlösen konnte nicht nachgestellt werden, da der Abzug mit stets konstanter Geschwindigkeit erfolgte. Die initial hohe Geschwindigkeit bei einer ruckartigen Entnahme würde die Abzugskraft erhöhen, da sich diese direkt proportional zur Abzugsgeschwindigkeit verhält (Leuffen, 1970). Ferner bieten die in der Praxis verwendeten Abformträger mit anterior angebrachten Griffen einen wesentlich größeren Hebel als die, obwohl exzentrisch positioniert, direkt über der Zahnreihe angebrachte Abzugsöse.

Seitens der Versuchsperson spielen die Faktoren Speichelfluss und Tonus der Wangenmuskulatur ggf. eine Rolle. So vermag ein Speichelfilm die Abzugskraft zu mindern (Leuffen, 1970). Da dieser nicht immer gleichmäßig dick und auch

unterschiedlich viskös ist, stellt er eine mögliche Fehlerquelle dar. Battersby et al. (1968) führten Abzugsversuche an Oberkiefertotalprothesen durch. Sie stellten fest, dass mehr als ein Abzugsversuch pro Tag und Patient zu Abweichungen der Messergebnisse aufgrund veränderter Erwartungshaltung, Speichelfluss und Muskeltonus führt. Abbildung 16 stellt die in den klinischen Versuchen gemessenen Kräfte im Verlauf dar.

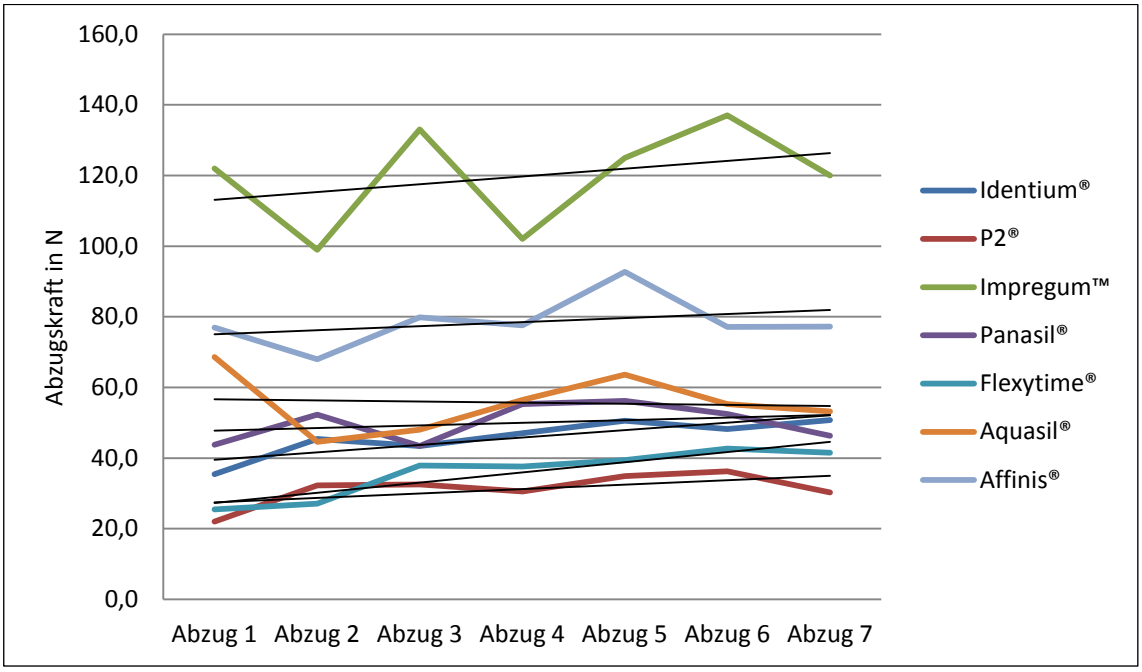

Abb. 16: Klinisch ermittelte Abzugskräfte im Verlauf.

Bei der Betrachtung der Verlaufskurven und deren jeweiligen Regressionsgeraden lässt sich, außer bei Aquasil®, eine schwache Tendenz zu erhöhten Abzugskräften im Verlauf einer jeden Versuchsreihe erkennen.

Die Herstellung der Abformträger erfolgte standardisiert. Die dadurch gewährleistete Dimensionstreue und reproduzierbare Positionierung ermöglichten eine gleichbleibende Gesamtschichtstärke des Abformmaterials.

Aus Gründen der Praktikabilität erfolgte die Herstellung der Abformträger aus Kunststoff. Diese sind bei gleicher Dimensionierung weniger steif als jene aus Metall. Da das Design aber sehr kompakt und eine ausreichende Materialstärke des Abformmaterials gewährleistet war, dürfte der Einfluss der geringeren Rigidität eher eine untergeordnete Rolle spielen.

Das maschinelle Anmischen der Abformmaterialien stellte eine gleichbleibende Güte im Sinne von Dosierung und Blasenfreiheit sicher. Die Beschickung des Abformträgers erfolgte manuell. Hierbei wurde überschüssiges Abformmaterial mit einem

Zementspatel über den Rand des Abformträgers abgestrichen. Abweichungen in der Menge des eingebrachten Materials und der gleichzeitige Einschluss von Luftblasen sind hierbei durchaus möglich. Das Umspritzen der abzuformenden Zähne mit dünnfließendem Material erfolgte nach immer gleichem Muster und annähernd gleichbleibender Dosierung. Da dies jedoch auch manuell durchgeführt werden musste, sind Fehler auch hier nicht auszuschließen. Bei der gewählten Abformtechnik wurde zähfließendes bzw. knetbares und dünnfließendes Material gleichzeitig eingebracht. Die entstehenden Einzelschichtstärken beider Materialien lassen sich weder vorhersagen noch beeinflussen. So sind für jede Abformung unterschiedliche Schichtstärken wahrscheinlich. Es ist anzunehmen, dass sich Abformungen, deren dünnfließender Anteil eine hohe Schichtstärke aufweist, leichter entnehmen bzw. entformen lassen, da dünnfließende Materialien eine niedrigere Endhärte aufweisen als die Trägermaterialien. Dies stellt, neben den vorab genannten Ursachen für die Abweichungen der einzelnen Messungen, eine nicht zu beeinflussende Größe bezüglich der Standardabweichungen dar.

Seitens des Messstativs müssen eine mögliche Verwindung der Konstruktion, der Rollwiderstand der Umlenkrollen, der Reibungswiderstand des in den Umlenkrollen geführten Drahtseils sowie dessen möglicher Dehnungswiderstand diskutiert werden.

Die Position des Probanden war durch eine Auflage im Bereich der oberen mittleren Schneidezähne und einer Stirnstütze gut reproduzierbar. Geringfügige Bewegungen des Kopfes zu den Seiten waren trotz guter Fixierung nicht vollständig zu eliminieren, sodass eine Beeinflussung der Messergebnisse nicht gänzlich ausgeschlossen werden kann.

5.1.2 Entformung des Gipsmodells

Die Vorbehandlung der Abformungen bestand in der Tauchdesinfektion, der anschließenden Trocknung mittels Druckluft und dem Zurückschneiden der Überschüsse.

Der Einfluss von Desinfektionsmitteln auf die Benetzbarkeit von Abformmaterialien wurde durch Pratten et al. (1990) untersucht. Diese nimmt bei hydrophilisierten Silikonen am stärksten ab. Impregum™ ist hiervon weniger stark betroffen, während nicht hydrophilisierte A-Silikone am wenigsten beeinflusst werden. Da die Hydrophilie als Grund für die initial starke Haftung bei der Entnahme von Polyetherabformungen angenommen wird (Reusch und Weber, 2002; Powers, 2009), lässt die Herabsetzung der Benetzbarkeit von A-Silikonen im Umkehrschluss geringere Kräfte beim Abzug vom Gipsmodell erwarten.

Das Zurückschneiden der Abformungen erfolgte manuell mittels Skalpell. Hiebei diente der Rand des Abformträgers als Leitstruktur. Dass es hierbei zu Abweichungen bezüglich der exakten Länge der zurückgeschnittenen Abformungen kam, kann nicht ausgeschlossen werden. Hieraus können Unterschiede in der Größe der Oberfläche der Abformungen sowie unterschiedliche Geometrien am Rand der Abformung resultieren.

Mit Hilfe des verwendeten Übertragungsstandes war eine reproduizerbare Position der Verbindungsmuffe im Sockel des späteren Modells gegeben. Geringfügige Abweichungen sind, im Falle einer fehlerhaften Positionierung des Abformträgers in der dafür vorgesehenen Form, jedoch nicht vollständig auszuschließen.

Die Gipsverarbeitung folgte dem üblichen zahntechnischen Procedere. Gipspulver und die Menge destillierten Wassers wurden stets gemäß Herstellerangaben dosiert. Das Anrühren erfolgte mittels Vakuumanrührgerät. Anschließend wurde der flüssige Gipsbrei unter vorsichtigem Rütteln eingebracht. Eine Vorbehandlung der Silikonabformungen mit Entspanner wurde bewusst unterlassen, um eventuelle Unterschiede im Bezug auf die Abzugskraft deutlicher hervortreten zu lassen. Im Nachgang konnten zudem augenscheinlich keine Qualitätsunterschiede zwischen Modellen, die aus Polyether- und solchen, die aus Silikonabformungen gewonnen wurden, festgestellt werden.

Nach der Verfestigung des Gipses wurden die Abformungen aus dem Übertragungsstand genommen. Obwohl der gut reproduzierbare Sitz der Abformträger lose genug war, um diese leicht aus dem Übertragungsstand entnehmen zu können, konnte ein versehentliches Anlösen der Abformung vom Modell bei diesem Arbeitsschritt nicht völlig ausgeschlossen werden. Eine vor dem Abzug angelöste Abformung hätte verminderte Abzugskräfte zur Folge.

Im Anschluss wurden die ausgegossenen Abformungen in einer speziellen Vorrichtung fixiert und es erfolgte der maschinelle Abzug. Die relativen Standardabweichungen betrugen zwischen 7,6 % und 38,7 %. Sie differieren stärker als jene im klinischen Versuch. Mögliche Fehlerquellen liegen hierbei eher auf der Seite der Modellherstellung als im eigentlichen Zugversuch.

5.1.3 Bestimmung der Shore-A-Härte

Die Bestimmung der Shore-A-Härte in der Versuchsreihe „Prüfbedingung 2“ erfolgte streng nach DIN 53505. Der Versuchsaufbau mit elektronischem Härtemessgerät, installiert im dafür vorgesehenen Handhabungsgerät, ermöglichte reproduzierbare Ergebnisse. Hierfür sprechen relative Standardabweichungen zwischen 0,25 % und 3,13 %. Eine mögliche Fehlerquelle ist jedoch in der manuellen Befüllung der Formen

für die Probekörper zu sehen. Trotz exakter Verarbeitung sind hierbei Lufteinschlüsse nicht vollständig auszuschließen. Lufteinschlüsse in der Nähe von Messpunkten können zu erniedrigten Shore-A-Härte-Werten führen.

Die Ermittlung der Shore-A-Härte unter der „Prüfbedingung1“ wurde nach DIN 53505 im Bezug auf Temperatur und Zeitpunkt der Messung modifiziert durchgeführt. Der Aufbau der Versuchsanordnung in einer Temperierkammer ermöglichte immer gleiche Ausgangsbedingungen zu Beginn der Messungen. Die Bestimmung der Shore-A-Härte musste jedoch bei geöffneter Temperierkammer durchgeführt werden. Dies hatte einen Temperaturabfall zur Folge. Inwieweit sich dieser auf den Abbindeprozess der Probekörper und damit auf deren Endhärte auswirkt, lässt sich nicht vorhersagen. Außerdem vermag der massive Tisch des Handhabungsgerätes, auf welchem die Probekörper zur Messung platziert wurden, aufgrund seiner hohen Wärmekapazität die Temperatur der Probekörper über den Zeitraum der Messung von etwa 30 Sekunden annähernd konstant zu halten.

Der Beginn der Messung der getesteten Materialien orientierte sich jeweils am vom Hersteller angegebenen Abbindeende. Abweichungen bezüglich der einzelnen Messzeitpunkte sind trotz Überwachung des Zeitregimes mittels Stoppuhr möglich, da die Entformung der Probekörper und das Bestäuben mit Talkumpulver geringfügig unterschiedlich viel Zeit in Anspruch nahm. Dies kann bei verzögertem Messzeitpunkt zu erhöhten Shore-A-Härte-Werten führen. Die Begründung hierfür sehen einige Autoren darin, dass die Endhärte von Abformmaterialien aufgrund der fortschreitenden Vernetzungsreaktion erst später als zum Zeitpunkt des vom den Hersteller angegebenen Abbindeendes erreicht wird (Rehberg, 1978; Handschuck, 2008). Dies gilt besonders für Polyether (Jamani et al., 1989; Berg et al., 2003). In der vorliegenden Studie wurden für alle getesteten Materialien nach 16 Stunden stets höhere Shore-A-Härtewerte gemessen als zum Abbindeende. Diesen Sachverhalt beschrieb auch Hertwig (2012). Hier waren die Shore-A-Härtewerte bei allen getesteten Materialien nach 24 Stunden höher als zum Zeitpunkt des Abzugs vom Urmodell.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Die in-vivo gewonnenen Mittelwerte der Abzugskräfte unterscheiden sich signifikant. Der Polyether Impregum™ weist in der Gruppe „Klinisch“ mit 119,7 N die höchsten Abzugskräfte auf. Die niedrigsten Abzugskräfte wurden bei P2® mit 31,2 N gemessen, welches ebenfalls ein Polyether ist. Innerhalb der A-Silikone bewegen sich die ermittelten Kräfte zwischen 36,0 N und 78,5 N. Der Vinylsiloxanether® Identium® reiht sich mit 45,8 N zwischen den A-Silikonen ein.

Die beim Abzug vom Gipsmodell ermittelten Abzugskräfte waren innerhalb der Gruppe „Gips“ signifikant voneinander verschieden. Die höchste Abzugskraft wurde für Impregum™ mit 111,7 N ermittelt, gefolgt von P2® mit 76,6 N. Die Abzugskräfte lagen bei den A-Silikonen zwischen 16,5 N (Affinis®) und 34,9 N (Flexitime®). Für den Vinylsiloxanether® Identium® wurde eine Abzugskraft von 39,5 N ermittelt.

Der Vergleich mit Ergebnissen aus früheren Untersuchungen (Leuffen, 1970; McCabe und Storer, 1980; Dixon et al., 1994; Dunne und Zech, 2000; Hey et al., 2008; Hertwig, 2012; Walker et al., 2013) ist aufgrund unterschiedlicher Versuchsanordnungen nur bedingt möglich. Es fällt jedoch auf, dass der Polyether Impregum™ im Vergleich zu anderen Materialien stets die höchsten Abzugskräfte verursachte (Tabelle 7).

Tab. 7: Synopsis der Ergebnisse verschiedener in-vitro-Studien zu Abzugskräften.

Versuchsaufbau	Untersucher	Jahr	Materialklasse			
			C-Silikon	A-Silikon	Polyether	Vinylsiloxanether®
Kieferabschnitt	Leuffen	1970	34-170N	-	120-330N	-
	McCabe/Storer	1980	11,4-12,5N	12,7N	22,1N	-
	Dunne/Zech	2000	-	-	198-319N	-
	Walker et al.	2013	-	243N	287N	165N
	eigene Untersuchungs-ergebnisse	2014	-	16,5-34,9N	111,7N	39,5N
kompletter Kiefer	Dixon et al.	1994	-	224-514N	-	-
	Hey et al.	2008	-	160-254N	-	-
	Hertwig	2012	-	120-498N	153->1500N	127-350N

Die Ergebnisse bestätigen den in der zahnärztlichen Praxis häufig beobachteten Sachverhalt, dass sich Impregumabformungen deutlich schwerer entnehmen lassen als Abformungen mit einem A-Silikon. Als Ursache hierfür werden in der einschlägigen Literatur die Steifigkeit (Leuffen, 1970; McCabe und Storer, 1980; Dunne und Zech, 2000; Shillingburg, 2012) und das Fließverhalten (Leuffen, 1970; Wöstmann, 1998; Walker et al., 2013) angeführt.

Als eine Größe, welche die Steifigkeit eines Abformmaterials beschreibt, können die Shore-A-Härte (Finger und Komatsu, 1985; Kunz und Studer, 2006; Methananda et al., 2009) oder die Verformung unter Druck gelten (DIN EN ISO 4823, 2007). In der vorliegenden Untersuchung wurde für Impregum™ stets die niedrigste Shore-A-Härte bestimmt. Dies deckt sich mit früheren Studien, in denen für Impregum™ ebenfalls niedrigere Shore-A-Härte-Werte gemessen wurden als für A-Silikone (Hertwig, 2012; Walker et al., 2013). Untersuchungen, in denen die Verformung unter Druck für A-Silikone und Impregum™ bestimmt wurden, zeigen, dass sich Impregum™ unter

Krafteinwirkung leichter verformen lässt als A-Silikone (McCabe und Storer, 1980; Lu et al., 2004). Die Ergebnisse legen den Schluss nahe, dass die Steifigkeit des Polyethers Impregum™ scheinbar geringer ist als bisher angenommen. Somit müssten die Abzugskräfte für Impregum™ niedriger liegen als für A-Silikone. Trotzdem wurden für Impregum™ in allen Untersuchungen stets höhere Abzugskräfte gemessen als für A-Silikone. Die Abzugskraft in Abhängigkeit der Endhärte scheint bei Vergleichen zwischen verschiedenen Materialklassen von untergeordneter Bedeutung zu sein. Dunne und Zech (2000) untersuchten bezüglich der Endhärte modifizierte Impregumchargen und ermittelten erniedrigte Abzugskräfte für Proben mit geringerer Shore-A-Härte.

Das Fließverhalten eines Abformmaterials wird im Wesentlichen von seiner Hydrophilie und Konsistenz bestimmt. Beide Eigenschaften führen zu einer erhöhten Präzision. Diese erhöhte Präzision bewirkt wiederum die Bildung eines Vakuums zwischen oralen Geweben und Abformmaterial und führt dadurch zu höheren Abzugskräften (Wöstmann, 1998).

Die hydrophilen Eigenschaften eines Abformmaterials resultieren aus dem Vermögen polare Oberflächen zu benetzen. Je höher die Oberflächenspannung eines Abformmaterials ist, desto eher ist es in der Lage diese polaren Oberflächen zu benetzen. Untersuchungen haben gezeigt, dass die Oberflächenspannung der Polyether größer ist als die herkömmlicher und hydrophilisierter A-Silikone (Rupp et al., 2005; Kugel et al., 2007). Für den Unterschied der ermittelten Abzugskräfte von Impregum™ und der A-Silikone träfe die Theorie, dass eine hohe Hydrophilie mit einer erhöhten Abzugskraft einherginge, zu.

Identium® stellt chemisch eine Kombination aus VPS und Polyether dar. Hersteller bewerben dieses neuartige Material mit leichterer Entnehm- bzw. Entformbarkeit und besseren hydrophilen Eigenschaften als Impregum™ (Kettenbach, 2009a). Im Bezug auf die in dieser Untersuchung ermittelten Abzugskräfte ordnet sich Identium® zwischen den A-Silikonen ein. Im Vergleich zu Impregum™ liegen die gemessenen Abzugskräfte um ca. zwei Drittel niedriger, obwohl die signifikant höhere Endhärte und die überlegenen hydrophilen Eigenschaften das Gegenteil erwarten lassen.

Der Polyether P2® erzeugt im klinischen Versuch extrem niedrige Abzugskräfte (31,2 N) bei gleichzeitig geringer Endhärte. Bei der Entformung des Gipsmodells erreicht P2® die zweithöchste Abzugskraft (76,6 N). Wegen der deutlichen Differenz der ermittelten Werte wurden die Messungen wiederholt, die Diskrepanz trat jedoch erneut auf. Verglichen mit Impregum™ liegt die gemessene Abzugskraft im klinischen Versuch etwa um das Vierfache niedriger, obwohl P2® derselben Materialklasse entstammt wie Polyether und sich demnach ähnlich verhalten müsste. Zudem liegt die ermittelte

Endhärte für P2® mit 52,2 SA höher als die für Impregum™ mit 46,7 SA. Dies steht im Widerspruch zur Annahme, dass Materialien mit niedrigerer Endhärte leichter zu entnehmen seien. Gegebenenfalls ist eine Erklärung im unterschiedlichen Chemismus der beiden Polyethermaterialien zu suchen.

Neben der Hydrophilie spielt die Konsistenz eines Abformmaterials eine wichtige Rolle im Bezug auf das Fließverhalten. Fließfähigere Materialien sind besser in der Lage kleine Kavitäten an der abzuformenden Oberfläche auszufüllen als Materialien von knetbarer Konsistenz. Dies dürfte jedoch eine untergeordnete Rolle spielen, da neben den Trägermaterialien festerer Konsistenz stets dünnfließende Materialien eingebracht wurden, welche alle der gleichen Konsistenzklasse (Typ 3) zugehörig sind. Bei der Entformung der Gipsmodelle sind die verschiedenen Konsistenzen der Abformmaterialien nicht relevant, da der flüssige Gipsbrei in die bereits verfestigte Abformung eingebracht wird.

Die Abzugskräfte der A-Silikone lagen in dieser Untersuchung zwischen 36,0 N und 78,5 N. In der einzigen bisherigen In-vivo-Studie zu Abzugskräften ermittelten Sotiriou und Hobkirk (1995) rund 40 N für Abformungen mit einem A-Silikon. Hierbei wurden komplette Oberkiefer vollbezahnter Patienten mit einem Metallabformträger abgeformt. Diese waren mit Dehnungsmesssensoren ausgestattet und wurden vom Behandler ohne vorheriges Anlösen entnommen. Die Abzugskräfte in dieser Studie wurden an einem Kieferabschnitt ermittelt und müssten somit deutlich unter den ermittelten Werten aus der Studie von Sotiriou und Hobkirk (1995) liegen. Die Abweichungen der ermittelten Abzugskräfte scheinen der unterschiedlichen Versuchsmethodik geschuldet und lassen daher einen Vergleich nur bedingt zu.

In der vorliegenden Untersuchung wurden die Korrelationskoeffizienten für den klinischen Abzug ($r = -0{,}523$, $p = 0{,}228$) als auch bei der Entformung vom Gipsmodell ($r = -0{,}663$, $p = 0{,}105$) im Bezug auf die Endhärte bestimmt. Die Zusammenfassung beider Gruppen ergab einen Korrelationskoeffizienten von $r = -0{,}518$ ($p = 0{,}058$).

Da als Grundlage zur Berechnung lediglich die Mittelwerte der Abzugskräfte und der Shore-A-Härte der jeweiligen Materialien herangezogen wurden, ergab sich aufgrund der zu geringen Wertepaaranzahl keine Signifikanz. Des Weiteren legt der Anstieg der Regressionsgeraden in Abbildung 15 (S. 33) den Schluss nahe, dass sich Abzugskraft und Endhärte indirekt proportional zueinander verhalten. Hertwig et al. (2012) fanden keine Korrelation zwischen Abzugskraft und Endhärte beim Abzug vom Urmodell ($r = -0{,}121$, $p = 0{,}254$). Eine positive Korrelation hingegen ($r = 0{,}53$, $p < 0{,}001$) wurde zwischen Endhärte und Abzugskraft bei Entformung des Gipsmodells gefunden. Hey et al. (2008) beschreiben einen Zusammenhang zwischen Abzugskraft und Endhärte beim Vergleich in-vitro gewonnener Abzugskräfte von A-Silikonen mit den von den

jeweiligen Herstellern angegebenen Shore-A-Härtewerten. Dies gab Anlass, die Korrelationskoeffizienten der in dieser Untersuchung gewonnenen Abzugskräfte der getesteten A-Silikone mit den dazugehörigen ermittelten Shore-A-Härtewerten gesondert zu bestimmen. Hierbei ergaben sich für die Gruppe „Gips/Prüfbedingung2“ ein positiver Korrelationskoeffizient von r = 0,628, für die Gruppe „Klinisch/Prüfbedingung1“ ein negativer Korrelationskoeffizient von r = -0,439. Aufgrund der geringen Wertepaaranzahl ergab sich keine Signifikanz. Ein Zusammenhang zwischen Abzugskraft und Endhärte bei Entformung der Gipsmodelle, welche aus Abformungen von A-Silikonen gewonnen wurden, ist hier erkennbar. Dies deckt sich mit den theoretischen Überlegungen zu diesem Sachverhalt. Die negative Korrelation zwischen Abzugskraft und Endhärte, welche im klinischen Versuch gewonnen wurden, sprechen gegen die Annahme, dass die Abzugskraft mit der Endhärte korreliert. Dies untermauert wiederum die Vermutung, dass der Einfluss der Endhärte auf die aufzubringende Abzugskraft scheinbar von anderen Faktoren überlagert wird. Die klinische Relevanz der Endhärte im Bezug auf die bei der Entnahme zu erwartenden Abzugskraft wird somit in Frage gestellt.

6 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war die Ermittlung von Abzugskräften bei der Entnahme aus dem Patientenmund „Klinisch“ und bei der Entformung vom Gipsmodell „Gips“ unter standardisierten Prüfbedingungen. Parallel dazu wurde die Shore-A-Härte unter klinischen Bedingungen „Prüfbedingung 1“ (DIN 53505 modifiziert) und beim Abzug vom Gipsmodell „Prüfbedingung 2“ (streng nach DIN 53505) bestimmt. Abschließend wurden die ermittelten Abzugskräfte und dazugehörigen Shore-A-Härte-Werte auf Korrelation geprüft.

Im Rahmen dieser Studie wurden 7 Materialkombinationen untersucht. Hierbei handelte es sich um 4 Vertreter der A-Silikone, 2 Polyether und ein Vinylsiloxanether®. Alle Materialien wurden streng nach Herstellervorgaben in Doppelmischtechnik verarbeitet. Die Bestimmung der klinischen Abzugskraft erfolgte in einem durch die Ethikkommission genehmigten Selbstversuch. Aus Gründen der Reproduzierbarkeit wurde immer der gleiche Kieferabschnitt ein und derselben Versuchsperson abgeformt. Die partielle Abformung umfasste die Zähne 23, 25, 26, 27 mit angrenzenden Gingivabereichen. Ein modifiziertes Superhartgipsmodell diente der Herstellung identischer Abformträger aus lichthärtendem Kunststoff (Impression Tray Resin LC®, Henry Schein® Dental, Langen, Deutschland). Zur reproduzierbaren Positionierung waren an diesen, mesial und distal der abzuformenden Bereiche, Auflagen angebracht. Die Entnahme der Abformung erfolgte maschinell mittels Zugvorrichtung. Diese bestand aus der Universalprüfmaschine (Z010 Zwick/Roell GmbH, Ulm, Deutschland), einem speziellen Mess-Stativ und einem Seilzug, welcher den Abformträger im Mund der Versuchsperson über Umlenkrollen mit der Universalprüfmaschine verband. Die Abzugsgeschwindigkeit betrug konstant 50 mm/min. Die zu messende Kraft wurde simultan durch die Software testXpert® II (Zwick/Roell GmbH, Ulm, Deutschland) in einem Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet. Im Anschluss erfolgte die Tauchdesinfektion (Silosept®, Kettenbach, Eschenburg, Deutschland). Die standardisierte Modellherstellung (SAE Spezi Gips, Kl. IV, SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven, Deutschland) erfolgte mit Hilfe eines Übertragungsstandes. Die Entformung der Modelle wurde durch eine spezielle Vorrichtung in der Universalprüfmaschine, unter den gleichen Parametern wie beim klinischen Abzug, durchgeführt.

Zur Bestimmung der Shore-A-Härte (n=10) streng nach DIN 53505 („Prüfbedingung 2“) wurde das Härtemessgerät (PCE-HT200, PCE Group, PCE Deutschland GmbH, Meschede, Deutschland) in einer Hilfseinrichtung (Shore Hardness Operation Stand

TH200FJ, Time Group Inc., Peking, China) montiert. Um die klinischen Parameter bei der Entnahme aus dem Mund zu simulieren wurden die Prüfbedingungen nach DIN 53505 modifiziert („Prüfbedingung 1“). Dies betraf den Zeitpunkt der Messung und die Temperatur. Als Zeitpunkt wurde das Abbindeende lt. Hersteller gewählt. Um die Mundtemperatur von 37 °C zu simulieren, wurde die Versuchsanordnung in einer Temperierkammer (CO_2-Brutschrank CB 150, WTB Binder Labortechnik GmbH, Tuttlingen, Deutschland) aufgebaut.

Die Mittelwerte der Abzugskräfte der untersuchten Materialkombinationen waren sowohl bei klinischem Abzug als auch bei Entformung der Gipsmodelle signifikant voneinander verschieden. Impregum™ Penta™ Soft in Kombination mit Permadyne™ Garant™ erreichte sowohl im klinischen Versuch als auch beim Abzug vom Gipsmodell die höchsten Abzugskräfte mit 119,7 N und 111,7 N. Die niedrigsten Abzugskräfte entwickelte P2® Polyether Magnum 360 Heavy in Kombination mit P2® Polyether Light klinisch mit 31,2 N. Beim Abzug vom Gipsmodell erreichte Affinis® Heavy Body in Kombination mit Affinis® Light Body mit 16,5 N die niedrigste Abzugskraft. Der Vinylsiloxanether® Identium® reihte sich mit 45,8 N im klinischen und 39,5 N bei Entformung des Gipsmodells zwischen den A-Silikonen ein.

In der Gruppe „Prüfbedingung 1“ sind die Mittelwerte der Shore-A-Härte signifikant voneinander verschieden. Im Mehrfachvergleich bestand zwischen Identium® Heavy und Panasil® Binetics Putty Soft kein signifikanter Unterschied. In der Gruppe „Prüfbedingung 2“ unterschieden sich die Mittelwerte der Shore-A-Härte ebenfalls signifikant, ebenso die Mittelwertunterschiede der beiden Prüfbedingungen für jeweils jedes Material. Die niedrigste Shore-A-Härte wies der Polyether Impregum™ Penta™ Soft mit 60,8 SA unter „Prüfbedingung 2“ und 46,7 SA unter „Prüfbedingung 1“ auf. Die höchste Shore-A-Härte wurde bei Flexitime® mit 71,4 SA unter „Prüfbedingung 2“ und 68,4 SA unter „Prüfbedingung 1“ gemessen.

Um den Zusammenhang zwischen Abzugskraft und Endhärte zu untersuchen, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson bestimmt. Dieser betrug für die Gruppe „Klinisch/Prüfbedingung 1“ $r = -0{,}523$ ($p = 0{,}228$). Für die Gruppe „Gips/Prüfbedingung 2“ ergab sich ein Korrelationskoeffizient von $r = -0{,}663$ ($p = 0{,}105$). Beide Gruppen zusammengefasst ergab einen Korrelationskoeffizient von $r = -0{,}518$ ($p = 0{,}058$).

Die Untersuchungen haben gezeigt, dass bei den getesteten Abformmaterialien unterschiedlich hohe Abzugskräfte, sowohl bei der Entnahme aus dem Patientenmund als auch bei der Entformung des Gipsmodells, bestehen. Die Reproduzierbarkeit der Versuchsanordnung ermöglicht zwar einen Vergleich, lässt jedoch nur bedingt Rückschlüsse auf klinische Situationen zu. Der klassische Polyether Impregum™ verursachte, analog zu klinischen Erfahrungen, gegenüber allen anderen getesteten

Materialien mit Abstand die höchsten Abzugskräfte. Zwischen Shore-A-Härte und Abzugskraft konnte in dieser Untersuchung keine Korrelation nachgewiesen werden. Die vorangestellten Erläuterungen legen den Schluss nahe, dass die Shore-Härte im Bezug auf die Abzugskraft eher eine untergeordnete Rolle spielt. Diese scheint durch andere Faktoren wie etwa Hydrophilie oder Technik der Entnahme stärker beeinflusst zu werden. Da der Versuchsaufbau in dieser Untersuchung so weit wie möglich der klinischen Situation entsprechen sollte, konnten diese Einflussfaktoren nicht ausgeschaltet werden. Besonderes Augenmerk sollte hier auf die adhäsiven Eigenschaften von Abformmaterialien an den verschiedenen Mundgeweben gelegt werden. Ziel weiterführender Untersuchungen könnte es daher sein, die Materialien bezüglich dieser Eigenschaften näher zu untersuchen. Die Empfehlung in besonderen klinischen Situationen Materialien mit erniedrigter Endhärte zu verwenden, ist anhand der vorliegenden Untersuchungsergebnisse als nicht ausreichend zu bewerten. Vielmehr sollte die tatsächliche Abzugskraft hier als Grundlage dienen. Generell ist zu empfehlen, dass stets sämtliche Möglichkeiten, die der Reduzierung der Abzugskraft dienen, ausgeschöpft werden.

7 Literaturverzeichnis

Battersby BJ, Gehl DH, O'Brien WJ (1968) Effect of an elastic lining on the retention of dentures. J Prosthet Dent 20:498-505.

Bensel T, Hey J, Boeckler AF (2010) Desinfektion von dentalen Abformmaterialien. Dtsch Zahnarztl Z 65:688-689.

Berg JC, Johnson GH, Lepe X, Adán-Plaza S (2003) Temperature effects on the rheological properties of current polyether and polysiloxane impression materials during setting. J Prosthet Dent 90:150-161.

Chai J, Takahashi Y, Lautenschlager EP (1998) Clinically relevant mechanical properties of elastomeric impression materials. Int J Prosthodont 11:219-223.

Collard EW, Caputo AA, Standlee JP, Trabert KC (1973). Dynamic stresses encountered in impression removal. J Prosthet Dent 29:498-506.

Davis GB, Moser JB, Brinsden GI (1976) The bonding properties of elastomer tray adhesives. J Prosthet Dent 36:278-285.

DIN 53505: Härteprüfung nach Shore A und Shore D. Beuth, Berlin, 2000.

DIN EN ISO 4823: Zahnheilkunde - Elastomere Abformmassen. Beuth, Berlin, 2007.

Dixon DL, Breeding LC, Moseley JP (1994) Custom impression trays. Part II: Removal forces. J Prosthet Dent 71:316-318.

Donovan TE, Chee WW (2004) A review of contemporary impression materials and techniques. Dent Clin North Am 48:454.

Dunne JT, Zech J (2000) Investigations on the force required for removal of polyether impressions. J Dent Res 79:IADR Abstracts 2000 #2436.

Enkling N, Bürklein S, Jöhren P, Bayer S, Mericske-Stern R (2009) Ein neues Vinylsiloxanether-Material zur Abformung von Implantaten und natürlichen Zähnen. ZWR 118:294-301.

Finger WJ (1988) Significance of filler content to properties of silicone impression materials. Dent Mater J 4:33-37.

Finger WJ, Komatsu M (1985) Elastic and plastic properties of elastic dental impression materials. Dent Mater J 1:129-134.

Galindo D, Hagan ME (1999). Procedure to prevent cast breakage during separation from elastomeric impressions. J Prosthet Dent 81:37-38.

Gent AN (1958) On the relation between indentation hardness and Young's modulus. Transactions of the Institute of Rubber Industry 34:46-57.

Handschuck N (2008) Werkstoffkundlich-vergleichende Untersuchung an Abformmassen. Zahnarztl Prax 11:20-25.

Herrmann HW (1971) Über die Größe der Abzugskräfte bei Abformungen mit Elastomeren. ZWR 25:304-307.

Hertwig J: Experimentelle Untersuchungen zu Abzugskräften bei elastomeren Abformmaterialien. Med. Diss., Halle, 2012.

Hey J, Boeckler AF, Zschiegner F, Dette KE (2008) Experimentelle Untersuchung zur Abzugskraft von Silikonabformungen am Phantommodell. Dtsch Zahnarztl Z 63:762-768.

Hornbogen E: Werkstoffe. Aufbau und Eigenschaften von Keramik-, Metall-, Polymer-, und Verbundwerkstoffen. 8. Aufl., Springer, Berlin Heidelberg, 2006, S. 331.

Hung SH, Purk JH, Tira DE, Eick JD (1992) Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. J Prosthet Dent 67:583-589.

Idris B, Houston F, Claffey N (1995) Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. J Prosthet Dent 74:535-541.

Jamani KD, Harrington E, Wilson HJ (1989) Rigidity Of Elastomeric Impression Materials. J Oral Rehabil 16:241-248.

Johnson GH, Craig RG (1986) Accuracy of addition silicones as a function of technique. J Prosthet Dent 55:197-203.

Johnson GH, Lepe X, Aw TC (2003) The effect of surface moisture on detail reproduction of elastomeric impressions. J Prosthet Dent 90:354-364.

Kern M, Rathmer RM, Strub JR (1993) Three-dimensional invetigation of the accuracy of impression materials after disinfection. J Prosthet Dent 70:449-456.

Kettenbach (2009a) Basis-Pressemappe „Das Beste aus zwei Welten“. Abgerufen am 17. Februar 2014 von: http://www.kettenbach.de/dental/aktuelles/detailansicht/select_category/1/back/370/article/basis-pressemappe-das-beste-aus-zwei-welten.html?tx_ttnews%5BpS%5D=1233442800&tx_ttnews%5BpL%5D=2419199&tx_ttnews%5Barc%5D=1&cHash=56fa59cb7cd3f2e1be23afc35490c6da

Kettenbach (2009b) Interviews von Zahnärzten. Abgerufen am 20. Februar 2014 von: http://www.kettenbach.de/dental/aktuelles/detailansicht/select_category/1/back/370/article/interviews-von-zahnaerzten.html?tx_ttnews%5BpS%5D=1233442800&tx_ttnews%5BpL%5D=2419199&tx_ttnews%5Barc%5D=1&cHash=5cfd68d1c666a0ac596749d91b2835d0

Kotsiomiti E, Tzialla A, Hatjivasiliou K (2008) Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review. J Oral Rehabil 35:291-299.

Kugel G, Klettke T, Goldberg JA, Benchimol J, Perry RD, Sharma S (2007) Investigation of a new approach to measuring contact angles for hydrophilic impression materials. J Prosthodont 16:84-92.

Kunz J, Studer M (2006) Druck-Elastizitätsmodul über Shore-A-Härte ermitteln. Kunststoffe 7(6):92-94.

Lehmann KM, Burgdorf HO (1978) Untersuchungen zu einzeitigen Abformverfahren für Kronen und Brücken. ZWR 87:430-435.

Leuffen J: Über die Abzugskräfte bei Abformungen mit elastischen Werkstoffen. Med. Diss., Bonn, 1970.

Lu H, Nguyen B, Powers JM (2004) Mechanical properties of 3 hydrophilic addition silicone and polyether elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 92:151-154.

Marxkors R (1978) Abformung bezahnter Kiefer mit individuellen Löffeln. ZWR 87:682-684.

Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. Aufl. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2005, S. 20.

McCabe JF, Storer R (1980) Elastomeric impression materials. The measurement of some properties relevant to clinical practice. Br Dent J 149:73-79.

Meiners H: Abformgenauigkeit mit elastomeren Abformmaterialien. Carl Hanser Verlag, München Wien, 1977.

Meiners H (1978) Vergleich der verschiedenen Elastomertypen - Polyadditionssilikone. ZWR 87:590-591.

Meththananda IM, Parker S, Patel MP, Braden M (2009) The relationship between Shore hardness of elastomeric dental Materials and Young's modulus. Dent Mater J 25:956-959.

Millstein PL, Maya A, Segura JC (1995) Adhesion of restorations to impression materials. Int J Prosthodont 8:129-134.

Moon MG, Holmes RG (1997) Modifications of the impression to prevent cast breakage. J Prosthet Dent 77:323-325.

Nave SB: Untersuchungen zum Polyetherabformmaterial Impregum Penta Soft. Med. Diss., Gießen, 2000.

Pamenius M, Ohlson NG (1987) The clinical relevance of mechanical properties of elastomers. Dent Mater J 3:270-274.

Pfaff P (1756) Abhandlung von den Zähnen des menschlichen Körpers und deren Krankheiten. In: Will R: Philip Pfaff: Begründer der Deutschen Zahnmedizin. Beier und Beran, Langenweißbach, 2002, S. 153.

Pfeiffer P, Sommer MPC, Schwickerath H (1991) Haftung elastomerer Korrekturmaterialien an Vorabformmassen. Dtsch Zahnarztl Z 46:464-467.

Poller A: Das Pollersche Verfahren zum Abformen an Lebenden und Toten sowie an Gegenständen. Urban und Schwarzenberg, Berlin-Wien, 1931, S. 24-36.

Powers JM: Eigenschaften moderner Abformmaterialien. In: Präzisionsabformungen - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3M ESPE AG, Seefeld, 2009, S.15.

Powers JM: Replicating Materials-Impression and Casting. In: Sakaguchi RL, Powers JM: Craig's Restorative Dental Materials. 13th Ed., Elsevier Mosby, Philadelphia, 2012, pp. 279-325.

Powers JM, Wataha JC: Impression Materials. In: Dental Materials: Properties And Manipulation. 10th Ed., Elsevier, St. Louis, 2012, pp. 93-105.

Pratten DH, Craig RG (1989) Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. J Prosthet Dent 61:197-202.

Pratten DH, Covey DA, Sheats RD (1990) Effect of disinfection solution on the wettability of elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 63:223-227.

Rehberg HJ: Die Quintessenz der zahnärztlichen Abformhilfsmittel. 2. Aufl., Quintessenz, Berlin, 1978, S. 16.

Reich S (2012) Konventionelle versus digitale Abformung. Abgerufen am 26. Februar 2014 von:
http://www.zmk-aktuell.de/zahnheilkunde/digitale-praxis/story/konventionelle-versus-digitale-abformung.html

Renziehausen R (2009) Abformung mit dem Vinylsiloxanether Identium. Zahnarztl Prax 12:360-362.

Reusch B, Weber B: Materialkunde. In: Wirz J, Wöstmann B: Die Präzisionsabformung - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 2. Aufl., Espe Dental AG, Seefeld, 2002.

Ricketts, D: Impression Materials and Techniques. In: Ricketts D, Bartlett D: Advanced Operative Dentistry: A Practical Approach. Elsevier, Edinburgh, 2011.

Rupp F, Axmann D, Jacobi A, Groten M, Geis-Gerstorfer J (2005) Hydrophilicity of elastomeric non-aqueous impression materials during setting. Dent Mater J 21:94-102.

Samet N, Shohat M, Livny A, Weiss EI (2005) A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. J Prosthet Dent 94:112-117.

Sandrik JL, Vacco JL (1983) Tensile and bond strength of putty-wash elastomeric impression materials. J Prosthet Dent 50:358-361.

Schulz HH, Schwickerath H: Die Abformung in der Zahnheilkunde. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 1989.

Schwickerath H (1978) Stabilität der Abformlöffel. ZWR 87:596-598.

Schwickerath H (1975) Zur Zugprüfung von Abformmaterialien. Dtsch Zahnarztl Z 30:200-203.

Setz JM, Heeg P (1991) Abdruckdesinfektion. Dtsch Zahnarztl Z 46:186-188.

Shen C: Impression Materials. In: Anusavice KJ: Phillips' Science of Dental Materials: Part II Auxiliary Dental Materials. 11th Ed., Saunders, St. Louis, 2003, pp. 205-254.

Shillingburg HT: Impressions. In: Fundamentals Of Fixed Prosthodontics. 4th Ed., Quintessenz, Chicago, 2012, pp. 291-324.

Siddiqui A, Braden M, Patel MP, Parker S (2010) An experimental and theoretical study of the effect of sample thickness on the Shore hardness of elastomers. Dent Mater J 26:560-564.

Sotiriou M, Hobkirk JA (1995) An in vivo investigation of seating and removal forces associated with recording impressions in dentate patients. J Prosthet Dent 74:455-462.

Stober T, Johnson GH, Schmitter M (2010) Accuracy of the newly formulated vinyl siloxanether elastomeric impression material. J Prosthet Dent 103:228-239.

Strübig W: Geschichte der Zahnheilkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 1989, S. 120-121.

Verweyen W: Geschichte und Entwicklung der plastischen Abdruckmassen. Med. Diss., Berlin, 1978.

Vieira DF (1960) The forces that oppose the withdrawal of impressions. J Prosthet Dent 10:536-544.

Viohl J: Abformwerkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung: Band 1 Grundlagen und ihre Verarbeitung. 7. Aufl., Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2000.

Viohl J, Nolte T (1983) Haftung von elastomeren Abformmaterialien am Abdrucklöffel. Dtsch Zahnarztl Z 38:13-17.

Walker MP, Alderman N, Petrie CS, Melander J, McGuire J (2013) Correlation of impression removal force with elastomeric impression material rigidity and hardness. J Prosthodont 22:362-366.

Welker D: Prothesenkunststoffe. In: Eichner K, Kappert HF: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 6. Aufl., Hüthig, Heidelberg, 1996, S. 226.

Will R: Philip Pfaff: Begründer der Deutschen Zahnmedizin. Beier und Beran, Langenweißbach, 2002, S. 32.

Wöstmann B (2005) Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. Zahnarztl Mitt 95, 21:32-39.

Wöstmann B: Zum derzeitigen Stand der Abformung in der Zahnheilkunde. Quintessenz, Berlin, 1998.

Wöstmann B: Abformlöffel. In: Präzisionsabformungen - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3M ESPE AG, Seefeld, 2009a, S. 22.

Wöstmann B: Abformtechniken. In: Präzisionsabformungen - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3M ESPE AG, Seefeld, 2009b, S. 35.

Wöstmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M (2008) Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. J Dent 36:508-512.

8 Thesen

1. Genaue Kenntnisse über die in der zahnärztlichen Praxis eingesetzten Abformmaterialien sind von großer Bedeutung, um eine hohe Qualität des im Anschluss verfertigten Zahnersatzes unter größtmöglicher Schonung der oralen Gewebe zu gewährleisten.
2. Hohe Abzugskräfte bei Entnahme aus dem Patientenmund und bei Entformung der Gipsmodelle stellen für Zahnarzt, Patient und Zahntechniker kritische Momente dar.
3. Aussagen über Abzugskräfte verschiedener Abformmaterialien sind bisher empirischer Natur oder werden aus werkstoffkundlichen Eigenschaften abgeleitet.
4. Hersteller von Abformmaterialien bewerben Produkte mit erniedrigter Shore-A-Härte zur leichteren Entnahme und Vermeidung von Modellfrakturen.
5. Vergleichende Untersuchungen zu intraoralen Abzugskräften fanden bisher nicht statt.
6. In der vorliegenden Untersuchung konnten mit Hilfe eines geeigneten Versuchsaufbaus reproduzierbare Ergebnisse in vivo ermittelt und miteinander verglichen werden.
7. Es bestehen signifikante Unterschiede zwischen den getesteten Abformmaterialien bezüglich der Abzugskraft, sowohl bei der Entnahme aus dem Patientenmund als auch bei der Entformung des Gipsmodells.
8. Der Vinylsiloxanether Identium stellt eine Mischform aus Polyether und A-Silikon dar. Er ordnet sich bezüglich seiner Abzugskraft zwischen den untersuchten A-Silikonen ein.
9. Eine Korrelation zwischen Abzugskraft und Shore-A-Härte der untersuchten Materialien konnte weder bei der Entnahme aus dem Patientenmund noch bei der Entformung der Gipsmodelle gefunden werden.
10. Die Shore-A-Härte eines Abformmaterials ist nicht geeignet, um Aussagen über die zu erwartenden Abzugskräfte zu treffen.
11. Der Effekt der Endhärte auf die Abzugskraft wird von weiteren Einflussfaktoren überlagert.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name:	Jörn Fischer
Geburtsdaten:	23. Dezember 1980 in Markranstädt
Eltern:	Elke Fischer
	Knut Fischer
Geschwister:	Arne Fischer
Familienstand:	ledig
Kinder:	Meta Emilie Siegmund

Schulische und Akademische Entwicklung:

08/1987 – 07/1997	Erwerb der mittleren Reife 46. Mittelschule Leipzig
08/1997 – 02/2001	Berufsausbildung zum Zahntechniker Berufliches Schulzentrum 9 Leipzig
08/2003 – 07/2006	Erwerb der allgemeinen Hochschulreife Abendgymnasium Leipzig
10/2006-11/2011	Studium der Zahnmedizin Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
seit 09/2013	Masterstudiengang Zahnärztliche Prothetik Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald

Berufliche Erfahrung:

02/2001 – 04/2001	Tätigkeit als Zahntechniker Dentallabor Nowak GmbH, Leipzig
05/2001 – 01/2002	Grundwehrdienst Sachsen-Anhalt-Kaserne, Weißenfels (Standortsanitätszentrum)

02/2002 – 09/2006	Tätigkeit als Zahntechniker Dentallabor Nowak GmbH, Leipzig
09/2006 – 02/2012	Nebentätigkeit als Zahntechniker Dentallabor Nowak GmbH, Leipzig
03/2012 – 07/2013	Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik (Direktor: Prof. Dr. J. M. Setz) des Klinikums der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
seit 08/2013	Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (Direktor: Prof. Dr. Thomas Reiber) des Klinikums der Medizinischen Fakultät der Universität Leipzig

Leipzig, den 09.01.2015

Jörn Fischer

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig, unter Verwendung der angegebenen Quellen und Hilfsmittel angefertigt habe.

Leipzig, den 09.01.2015

Jörn Fischer

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, dass ich bisher keine weitere Promotionsarbeit an dieser oder einer anderen medizinischen Fakultät eingereicht habe.

Leipzig, den 09.01.2015

Jörn Fischer

Danksagung

Herrn Univ.-Prof. Dr. K.-E. Dette möchte ich für die Überlassung des Themas und ganz besonders seine Unterstützung danken.

Für die Bereitstellung von Fördermitteln danke ich der Firma Kettenbach.

Ich danke Frau Ingrid Haufe aus dem Universitätsrechenzentrum Halle, die mir bei Fragen zur statistischen Auswertung zur Seite stand.

Herrn Dieter Barowsky aus der Zentralen Forschungswerkstatt der Medizinischen Fakultät danke ich für den Bau des Messstativs.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. Christin Arnold und Frau Dr. Sonia Mansour, ohne deren Hilfe die Durchführung der Experimente nicht möglich gewesen wäre.

Schließlich danke ich meiner Familie, die mich auf meinem Weg stets unterstützt und fortlaufend motiviert hat.